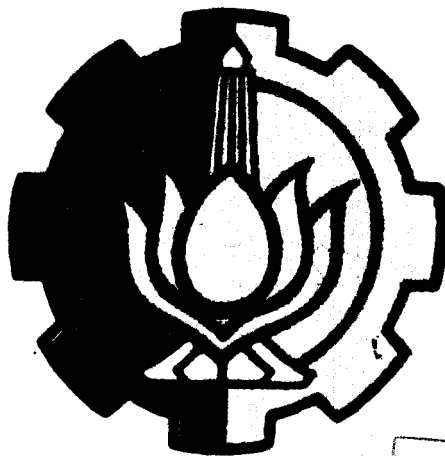


3100097008615

# AKUISISI DATA ECG YANG DIINTERFACEKAN KE IBM PC UNTUK MENDETEKSI ARRHYTHMIA



RSE  
621.398 1  
Pal  
A-1  
1995

PERPUSTAKAAN	
ITS	
Tgl. Pinjam	24 NOV 1995
Terdapat di	H
No. Agenda Reg.	5895

Oleh :

**CANARIA AGUS PALMER**

**2882200999**

**JURUSAN TEKNIK ELEKTRO  
FAKULTAS TEKNOLOGI INDUSTRI  
INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER  
SURABAYA  
1995**

# **AKUISISI DATA ECG YANG DIINTERFACEKAN KE IBM PC UNTUK MENDETEKSI ARRHYTHMIA**

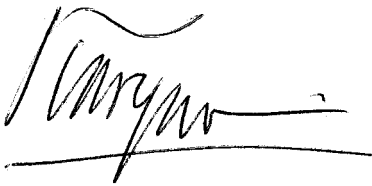
## **TUGAS AKHIR**

**Diajukan Guna Memenuhi Sebagian Persyaratan  
Untuk Memperoleh Gelar Sarjana Teknik Elektro  
Pada**

**Bidang Studi Elektronika  
Jurusan Teknik Elektro  
Fakultas Teknologi Industri  
Institut Teknologi Sepuluh Nopember  
Surabaya**

**Mengetahui / Menyetujui**

**Dosen Pembimbing I**



**( Ir. KARYADI, M.Sc. )**

**Dosen Pembimbing II**



**( Ir. HENDRA KUSUMA )**

**SURABAYA**

**SEPTEMBER, 1995**

## **ABSTRAK**

Sistem instrumentasi biomedik yang dapat menganalisa jenis irama jantung serta menampilkannya pada layar monitor serta menyimpannya pada disket atau harddisk tak pelak lagi diperlukan dalam masa sekarang ini. Hal ini berguna untuk lebih memantapkan analisa dokter atau mungkin untuk melengkapi data yang hilang pada saat tidak ada monitoring dari dokter atau petugas paramedis.

Dengan berkembang pesatnya teknologi komputer deteksi arrhythmia dapat dideteksi melalui algoritma tertentu yang sudah ada. Selanjutnya dapat diterjemahkan menjadi bahasa yang dimengerti oleh komputer untuk kemudian komputer akan memproses sesuai dengan keinginan pemrogram.

Perkembangan teknologi ini juga berpengaruh besar terhadap proses pengambilan data ECG, pengaruh ini terutama pada kecepatan konversi rangkaian ADC. Dalam pengambilan data yang semakin cepat dan semakin teliti (bit yang dihasilkan semakin banyak), kecepatan akses dari komputer yang semakin cepat, kemampuan penyimpanan data semakin leluasa, serta kualitas tampilan di layar monitor yang semakin teliti.

# KATA PENGANTAR

---

Segala Puji Kepada Tuhan Semesta Alam sehingga atas berkat rahmat serta hidayahNya kami dapat menyelesaikan Tugas Akhir dengan judul:

## AKUISISI DATA PADA ECG YANG DIINTERFACEKAN PADA IBM PC UNTUK MENDETEKSI ARRHYTHMIA

pada waktu yang telah direncanakan.

Sesuai dengan kurikulum Fakultas Teknologi Industri Jurusan Teknik Elektro, Institut Teknologi Sepuluh Nopember program sarjana (S1), dimana mahasiswa diwajibkan untuk menempuh Tugas Akhir dengan beban 6 SKS.

Terima kasih yang tulus sebesar-besarnya saya ucapkan kepada fihak-fihak yang telah membantu terselesainya Tugas Akhir ini, yaitu kepada :

- Bapak Ir. Karyadi Msc selaku dosen pembimbing I pada Tugas akhir ini.
- Bapak Ir. Hendra Kusuma selaku dosen pembimbing II.
- Bapak Ir. Totok Mudjiono MIkom sebagai dosen wali.
- Bapak Ir. Soetikno selaku Koordinator bidang studi Elektronika.
- Rekan-rekan bidang studi Elektronika yang secara moril dan materiil sering membantu terselesainya Tugas Akhir ini.
- Dr. Ir. Moch. Salehuddin MEng. Sc. selaku ketua Jurusan Teknik Elektro Fakultas Teknologi Industri Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya.

Semoga jasa baik yang telah dilakukan oleh anda semua akan dapat diganti dengan kebaikan yang jauh lebih besar oleh Tuhan Yang Maha Esa.

Juga sebagai manusia biasa kami mohon maaf yang sebesar-besarnya atas kekurangan-kekurangan baik yang disengaja maupun yang tidak disengaja.

Dan semoga Tugas Akhir ini bermanfaat bagi semua pihak yang berkepentingan

Surabaya, September 1995

Penyusun

# DAFTAR ISI

ABSTRAK .....	i
KATA PENGANTAR .....	iii
DAFTAR ISI .....	iv
DAFTAR GAMBAR .....	vi
DAFTAR TABEL .....	vii
BAB I PENDAHULUAN	
I.1 LATAR BELAKANG .....	1
I.2 PERMASALAHAN .....	1
I.3 TUJUAN .....	2
I.4 METODOLOGI .....	2
I.5 SISTEMATIKA .....	3
I.6 RELEVANSI .....	4
BAB II DASAR TEORI	
II.1 DASAR TEORI JANTUNG DAN ECG .....	5
II.1.1. SINYAL LISTRIK DALAM JANTUNG .....	5
II.1.2. PARAMETER PSIKOLOGIS DAN MEDIS .....	8
II.1.3. MENDEFINISIKAN PROBLEM FISIOLOGIS .....	10
II.2. ELEKTROCARDIOGRAPH (ECG) .....	18
II.2.1 ELEKTRO KARDIOGRAFI YANG NORMAL .....	24
II.3. ANALOG TO DIGITAL CONVERTER (ADC) .....	27
II.3.1. ADC SUCCESSIVE APPROXIMATION .....	27
II.3.2 ADC AD574A .....	29
II.4. INTERFACING DENGAN KOMPUTER IBM PC-AT .....	33
II.4.1. MIKROPROSESOR 80286/80386/80486 .....	33
II.4.2. PERLENGKAPAN INTERFACE .....	35
II.4.3. PENGALAMATAN PERALATAN I/O .....	35
II.4.4. ISABUS .....	38
BAB III PERENCANAAN	
III.1. PRINSIP KERJA SISTEM .....	40
III.2. PERENCANAAN PERANGKAT KERAS .....	41
III.2.1 UNIT CATU DAYA .....	42
III.2.2 UNIT PENGUAT SINYAL ECG .....	44
III.2.3 UNIT PENDETEKSI GELOMBANG R .....	45
III.2.3.1 BAGIAN PACER REJECT .....	45
III.2.3.2 BAGIAN FILTER .....	46
III.2.3.3 BAGIAN PENYEARAH .....	48

III.2.3.4 BAGIAN SAMPLE AND HOLD DAN MULTIVIBRATOR MONOSTABLE.....	49
III.2.3.5 BAGIAN PEMBANGKIT ALARM.....	50
III.2.4 BAGIAN INTERFACE.....	50
III.2.5 BAGIAN ADC.....	52
III.3. PERENCANAAN SOFTWARE.....	53
III.3.1 PERENCANAAN PROGRAM UTAMA.....	54
III.3.2 SUBPROGRAM DETEKSI ARRHYTMIA .....	54
III.3.3 SUBPROGRAM UNTUK MEREKAM DAN MENAMPILKAN GELOMBANG ECG .....	58
III.3.4 SUBPROGRAM UNTUK MENYIMPAN DAN MENGAMBIL DATA KE DISK .....	58
BAB IV PENGUJIAN DAN PENGUKURAN	
IV.1. KALIBRASI RANGKAIAN .....	60
IV.1.1. KALIBRASI PENGUAT INSTRUMENTASI .....	60
IV.1.2. KALIBRASI ADC .....	61
IV.2. PENGUKURAN ALAT .....	61
BAB V PENUTUP	
V.1. KESIMPULAN .....	64
V.2. SARAN-SARAN .....	65
DAFTAR PUSTAKA .....	66

# DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1 : Ruangn Dalam Jantung.....	6
Gambar 2.2 : Gambar Garis Potensial.....	7
Gambar 2.3 : Garis Ekuipotensial Pada Tubuh.....	7
Gambar 2.4 : Catastrophic Arrhythmia.....	15
Gambar 2.5 : Preminority Arrhythmia.....	17
Gambar 2.6 : Sandapan Bipolar.....	18
Gambar 2.7 : Sandapan Unipolar.....	21
Gambar 2.8 : Sandapan Prekordial.....	22
Gambar 2.9 : Elektrokardiogram Normal.....	23
Gambar 2.10 : Diagram Blok ADC Successive Approximation.....	27
Gambar 2.11 : Gambar Hubungan Bipolar AD574.....	28
Gambar 2.12 : Diagram Pewaktuan Start Konversi.....	29
Gambar 2.13 : Diagram Pewaktuan Siklus Baca.....	31
Gambar 2.14 : Petunjuk Pin ISABUS.....	32
Gambar 3.1 : Diagram Blok Sistem.....	35
Gambar 3.2 : Rangkaian Catu Daya.....	38
Gambar 3.3 : Penguat Sinyal ECG.....	39
Gambar 3.4 : Rangkaian Pacer Reject.....	40
Gambar 3.5 : Rangkaian Bandpass Filter.....	41
Gambar 3.6 : Rangkaian Penyearah.....	41
Gambar 3.7 : Rangkaian Sample and Hold Monostable Multivibrator dan Komparator.....	42
Gambar 3.8 : Rangkaian Pembangkit Alarm.....	50
Gambar 3.9 : Rangkaian Dekoder Alamat.....	51
Gambar 3.10 : Rangkaian Buffer Data.....	52
Gambar 3.11 : Rangkaian ADC.....	53
Gambar 3.12 : Flowchart Program Utama.....	55
Gambar 3.13 : Subprogram Deteksi Arrhythmia.....	56
Gambar 3.14 Subprogram Deteksi Arrhythmia (lanjutan).....	57
Gambar 3.15: Subprogram Deteksi Arrhythmia (lanjutan).....	57



## DAFTAR TABEL

Tabel 2.1 : Parameter Pengukuran Medis.....	6
Tabel 2.2 : Tabel Kebenaran Untuk Input Kontrol AD574.....	6
Tabel 2.2 : Fungsi Pin Dari ISABUS .....	7
Tabel 3.1 : Tabel Pengalamatan Rangkaian Dekoding .....	15

# **BAB I**

## **PENDAHULUAN**

---

### **1.1 LATAR BELAKANG**

Hubungan bidang kedokteran dengan bidang elektronika memang perlu mendapat tambahan perhatian, karena sesungguhnya kedua bidang ini saling membutuhkan, dan sebagai akibat bidang elektromedis yang merupakan campuran antara keduanya jarang diminati.

Penyakit jantung sebagai penyakit yang menempati urutan atas sebagai penyebab kematian di Indonesia memerlukan perhatian lebih mendalam tentang penyebab penyakitnya serta latar belakang pasien. Selama ini petugas paramedis dan dokter biasanya akan mengambil data pasien pada saat tertentu yang ditentukan oleh paramedis dan dokter itu sendiri.

Penyakit jantung selain disebabkan karena faktor fisik, bisa pula disebabkan oleh faktor psikis, orang berpenyakit jantung dapat pula karena stress atau sebab lainnya.

### **1.2 PERMASALAHAN**

Pengambilan data oleh paramedis atau dokter seringkali tidak pada saat terjadi arrythmia, cara ini mempunyai kelemahan bahwa beberapa informasi yang diperlukan hilang. Padahal data mengenai jenis arrythmia dan waktu terjadinya sangat penting untuk lebih mengetahui kapan terjadi ketidaknormalan, apakah

ketidaknormalan itu terjadi pada waktu-waktu yang tertentu yang periodik setiap hari atau hanya terjadi secara insidental saja.

### 1.3 TUJUAN

- ✓ Untuk melengkapi data yang diperlukan agar bisa membantu paramedis dan dokter agar bisa secara lebih spesifik mengetahui penyebab dari penyakit pasien, dan selanjutnya memberikan terapi dan obat yang sesuai
- ✓ Uji coba peralatan yang dibuat

### 1.4 METODOLOGI

Untuk mencapai hal-hal tersebut di atas , langkah-langkah yang ditempuh adalah :

- ☒ Studi literatur mengenai teori yang menunjang pembuatan alat, seperti : mempelajari alat ECG yang saat ini digunakan di rumah sakit, studi tentang ilmu faal dan listrik dari jantung, mempelajari hardware computer, konversi analog ke digital dan komponen penunjangnya.
- ☒ Studi lapangan, mengenai kebutuhan dokter tentang spesifikasi ECG yang akan dibuat, mencari data ECG orang yang normal, dan mempelajari cara kerja alat ECG yang telah ada sekarang.
- ☒ Perencanaan Hardware dan Software.
- ☒ Pembuatan alat.
- ☒ Pengujian alat.
- ☒ Pembuatan naskah Tugas Akhir.

## I.5 SISTEMATIKA

Sistematika pembahasan pada penyusunan Tugas Akhir ini dibagi dalam beberapa bagian yaitu :

- BAB I : Pendahuluan, pada bab ini membahas tentang latar belakang, permasalahan tujuan sistematika pembahasan dan relevansi
- BAB II : Perencanaan alat, pada bab ini membahas tentang teori jantung, ECG, ADC, I/O channel, bermacam-macam cara pengukuran ECG.
- BAB III : Perencanaan alat, pada bab ini membahas tentang perencanaan alat yang terbagi dalam 2 bagian yaitu :  
Perencanaan perangkat keras yang dibagi dalam 4 Blok yang terdiri dari blok penguat instrumentasi, blok detektor gelombang R, blok ADC dan blok interface.  
Perencanaan Software, membahas tentang perencanaan software yang menggunakan bahasa C.
- BAB IV : Kalibrasi dan pengujian, pada bab ini membahas tentang tata cara yang telah dilakukan dalam mengkalibrasi alat serta melakukan pengukuran untuk melihat hasil dari kalibrasi. Kalibrasi peralatan misalnya kalibrasi ADC .
- BAB V : Penutup, pada bab ini berisi kesimpulan dari perencanaan dan pembuatan alat serta saran-saran untuk pengembangan selanjutnya

## **I.6 RELEVANSI**

Tugas akhir ini diharapkan dapat memberikan sumbangan pemikiran bagi dunia elektromedis yang selanjutnya diharapkan akan berguna bagi masyarakat secara keseluruhan.



## **BAB II**

### **DASAR TEORI**

---

#### **II.1 DASAR TEORI JANTUNG DAN ECG**

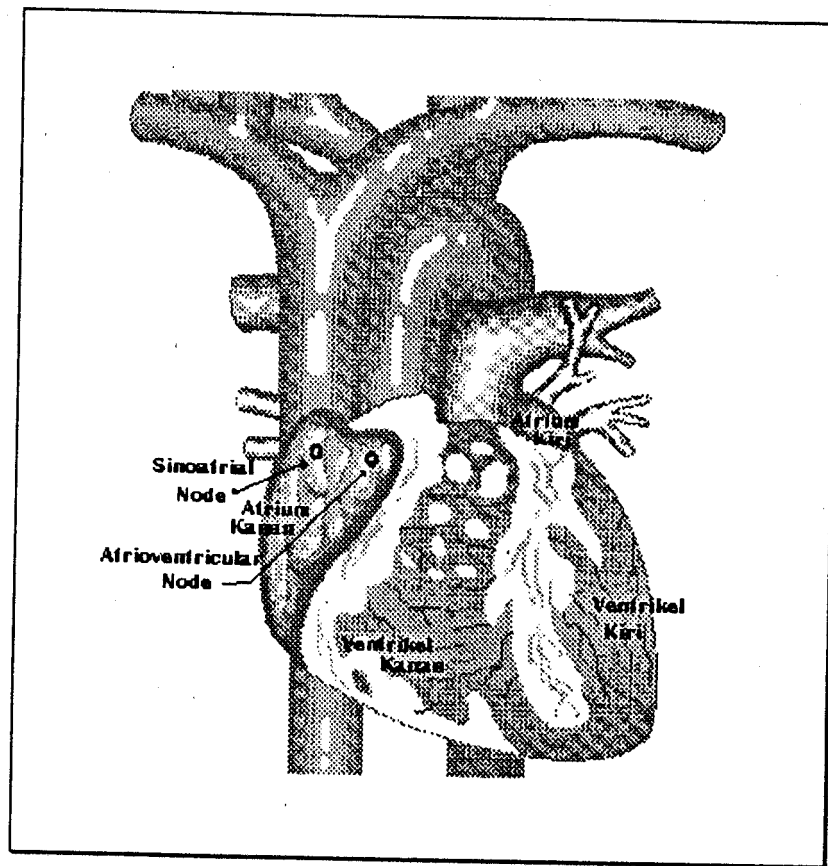
Jantung merupakan organ tubuh yang berdenyut, suatu pompa yang terdiri dari empat kamar, dua atrium, dua ventrikel. Dua ruang atas dari jantung yaitu atria kanan dan kiri, secara sinkron berkontraksi secara simultan, demikian pula dua ruangan dibawahnya yaitu ventrikel kiri dan kanan. Pompa ventrikel ini memompa darah melalui paru-paru waktu dioksigenasi. Darah lalu mengalir ke dalam atrium kiri, kontraksi dari atrium kiri menggerakkan darah ke ventrikel kiri yang mengontraksi dan memompa ke sirkulasi umum. Darah mengalir melalui pembuluh darah ke sistem vena dan kembali ke atrium kanan.

##### **II.1.1. SINYAL LISTRIK DALAM JANTUNG**

Aksi berirama dari jantung dikontrol oleh sinyal listrik yang diinisialisasi oleh rangsang spontan dari sel otot khusus yang terletak di atrium kanan. Sel ini membentuk Sino Atrio (SA) node atau pacemaker (Gambar 2.1), SA node dipicu pada interval yang biasanya sekitar 72 kali permenit, tingkat pemicuan ini dapat naik atau turun tergantung oleh otot syaraf di luar jantung yang saling berinteraksi menginisialisasi depolarisasi dari otot dan syaraf dari kedua atria, menyebabkan

berkontraksi dan memompa ke dalam ventrikel, setelah itu terjadi repolarisasi dari atria. Sinyal listrik menyebabkannya berkontraksi dan memaksa darah ke paru-paru dan sirkulasi umum. Syaraf dan otot ventrikel lalu berepolarisasi dan urutan mulai kembali dari awal.

Otot dan syaraf dari jantung dapat dianggap sebagai sumber listrik yang dikelilingi konduktor listrik yaitu tubuh.

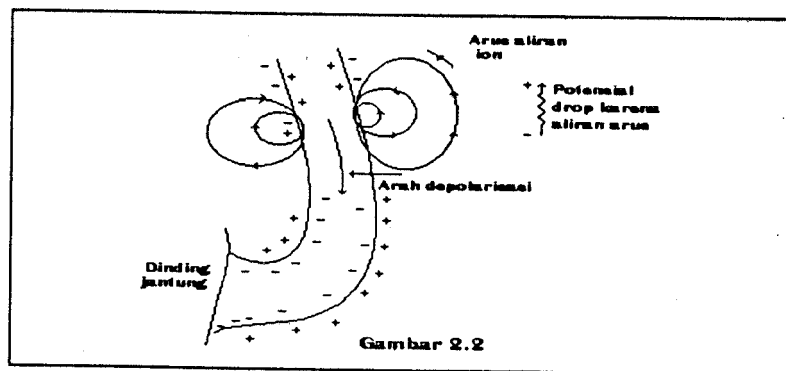


Gambar 2.1

Ruangan dalam jantung

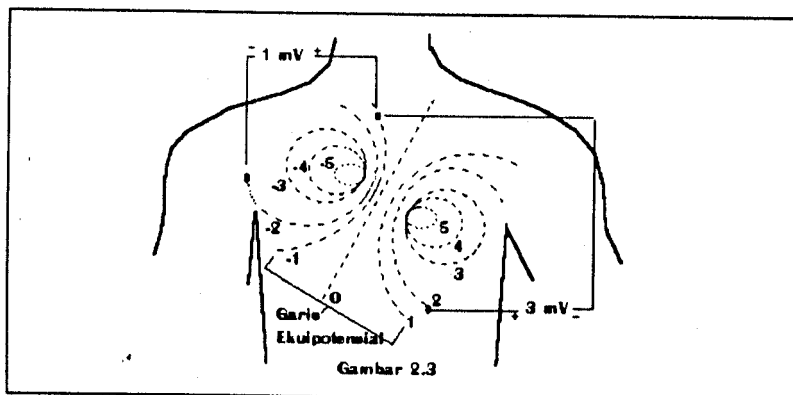
Informasi diagnosa sangat diperlukan dengan mengukur pada bermacam-macam tempat pada permukaan tubuh yang sinyal listriknya dibangkitkan oleh jantung. Rekaman dari potensial jantung pada kulit disebut Elektrokardiogram (ECG)

Hubungan antara aksi pemompaan dan potensial listrik dari kulit dapat dimengerti dengan memperhatikan perambatan dari potensial aksi pada dinding jantung seperti pada gambar 2.3. Hasil aliran arus pada tubuh menyebabkan tegangan drop yang memperlihatkan secara skema oleh resistor. Distribusi potensial untuk seluruh jantung waktu ventrikel setengah depolarisasi adalah seperti garis ekuipotensial pada gambar 2.3 Perlu diketahui bahwa potensial yang diukur pada permukaan badan bergantung pada lokasi elektrode.



Gambar garis potensial

Bentuk dari garis potensial diperlihatkan pada gambar 2.3 hampir sama dengan yang terjadi dari dipole listrik.



Garis ekuipotensial pada tubuh



Garis ekuipotensial pada satu waktu dari siklus jantung dapat dinyatakan pula dengan dipole listrik, demikian pula dipole dari berbagai momen pada siklus akan berbeda pada besar dan orientasi. Model dipole listrik dari jantung pertama kali dinyatakan oleh A.C. Waller pada tahun 1889 dan telah diperbaki beberapa kali.

Potensial listrik jantung yang kita ukur pada permukaan tubuh adalah proyeksi dari vektor dipole listrik pada arah tertentu sebagai vektor yang berubah terhadap waktu, juga tegangan proyeksi.

II.1.2. PARAMETER PSIKOLOGIS DAN MEDIS

Instrumen kedokteran didisain untuk mengukur bermacam-macam parameter psikologis dan medis. Prinsip pengukuran dan range frekuensi untuk setiap parameter adalah faktor utama yang mempengaruhi disain dari seluruh komponen instrumen diperlihatkan pada tabel di bawah. Untuk menentukan nilai komponen yang dipakai dalam diperlukan data-data tentang range frekuensi serta tegangan, dalam perancangan data-data tentang frekuensi serta digunakan untuk menentukan komponen yang dipakai dalam Bandpass filter (BPF), juga menentukan besar penguatan dengan data-data besar jangkauan sinyal ECG.

Tabel 2.1<sup>1</sup>

Parameter pengukuran medis

Parameter or measuring technique	Principal measurement range of parameter	Signal frequency range , Hz	Standart transducer or method
Gastrointestinal pressure	0 - 100 cm H <sub>2</sub> O	dc - 10	Strain gage manometer
Gastrointestinal forces	1 - 50 g	dc - 1	Displacement system, LVDT
Nerve potentials	0.01 - 3 mV	dc - 10000	Surface or needle electrodes
Phonocardiography (PCG)	Dynamic range 80 dB, threshold about 10 <sup>-4</sup> Pa	5 - 2000	Microphone

<sup>1</sup>John G. Webster EDS, Medical Instrumentation Application and Design, hal 8

Parameter or measuring technique	Principal measurement range of parameter	Signal frequency range, Hz	Standart transducer or method
Plethysmography (Volume charge)	varies with organ measured	dc - 30	Displacement chamber or impedance change
Circulatory	0 - 30 mL	dc - 30	Displacement chamber or impedance change
Respiratory rate	2-50 breath/min	0.1-10	Strain gage on chest, impedance, nasal thermistor
Tidal volume	50-1000 ml/breath	0.1 - 10	Above methods
Temperature of body	32- 40 C	dc - 0.1	Thermistor, thermocouple
Ballistocardiography (BCG)	0 - 7 mg 0 - 100 $\mu$ m	dc - 40 dc - 40	Accelerometer, strain gage Displacement (LVDT)
Bladder pressure	1 - 100 cm H <sub>2</sub> O	dc - 10	Strain gage, manometer
Blood flow	1 - 300 ml/s	dc - 20	Flowmeter, (electromagnetic or ultrasonic)
Blood pressure (arterial) Direct Indirect (Venous)	10 - 400 mm Hg 25 - 400 mm Hg 0 - 50 mm Hg	dc - 50 dc - 60 dc - 50	Strain gage manometer Cuff auscultation strain gage
Blood gases PO <sub>2</sub> PCO <sub>2</sub> PN <sub>2</sub> PCO	30 - 100 mm Hg 40 - 100 mm Hg 1 - 3 mm Hg 0.1 - 0.4 mm Hg	dc - 2 dc - 2 dc - 2 dc - 2	Specific electrode, volumetric or manometric Specific electrode, volumetric or manometric Specific electrode, volumetric or manometric Specific electrode, volumetric or manometric
Blood pH	6.8 - 7.8 pH units	dc - 2	Specific electrode
Cardiac output	4 - 25 liter/min	dc - 20	Dye dillution
Electrocardiography (ECG)	0.5 - 4 mV	0.01 - 250	Skin electrodes
Electroencephalography (EEG) (Electrocorticography and brain depth)	5 - 300 $\mu$ V 10 - 5000 $\mu$ V	dc - 150 dc - 150	Scalp electrodes Brain-surface or depth electrodes
Electrogastrography	10 - 1000 $\mu$ V 0.5 - 80 mV	dc - 1 dc - 1	Skin-surface electrodes Stomach-surface electrodes
Electromyography (EMG)	0.1 - 5 mV	dc-10000	Needle electrodes

Parameter or measuring technique	Principal measurement range of parameter	Signal frequency range , Hz	Standart transducer or method
Eye potentials			
EOG	50 - 3500 $\mu$ V	dc - 50	Contact electrodes
ERG	0 - 900 $\mu$ V	dc - 50	Contact electrodes
Galvanic skin response (GSR)			
	1 - 500 k $\Omega$	0.01 - 1	Skin electrodes
Gastric pH	3 - 13 pH units	dc - 1	pH electrode; antimony electrode

### II.1.3. MENDEFINISIKAN PROBLEM FISIOLOGIS

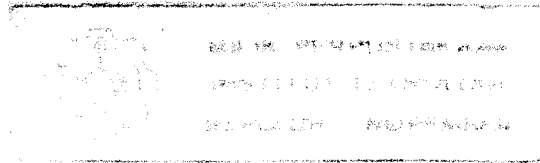
Setiap arrhythmia harus didefinisikan dalam istilah matematis agar dapat dimengerti oleh mikrokomputer. Pengembangan algoritma deteksi arrhythmia yang berisi memeriksa grafik dari arrhythmia yang diidentifikasi sebaiknya didiskusikan ulang pokok masalah dengan cardiologist. Pada umumnya cardiologist mempunyai pendapat yang berbeda-beda dalam analisa tentang arrhythmia dari seorang pasien, karena ini berkaitan dengan pengalaman dari setiap cardiologist menangani pasien. Misalnya bradycardia yang ekstrim dan berbahaya cardiologis A adalah denyut jantung yang normal dan pelan untuk cardiologist B. Cardiologist A ingin mengetahui setiap timbulnya denyut yang melompat, tetapi cardiologist B hanya tertarik jika denyut jantung melompat lebih sering dari suatu waktu tertentu. Ini menjadi nyata bahwa setiap cardiologist mempunyai cara mereka sendiri untuk menganalisa.

Sebuah pendeteksi gelombang R juga merupakan bagian yang integral dari alat pendeteksi arrhythmia. Sewaktu gelombang R ditemukan maka salah satu variabel penunjuk akan menjadi high. Alat ini memeriksa variabel ini setiap sampel diambil. Sewaktu variabel ini tinggi, computer menghitung interval R ke R, interval R ke R

adalah bagian utama dari data algoritma arrhythmia yang digunakan untuk deteksi dan alarm.

Adalah sangat penting untuk mengetahui cara mendeteksi catastrophic arrhythmia yang terdiri dari :<sup>2</sup>

1. Tachycardia ekstrim
2. Bradycardia ekstrim
3. Sinus tertahan
4. Ventricular fibrillation
5. Asystole



Selain itu preminority arrhythmia yang menunjukkan ancaman serius pada pasien juga perlu untuk dideteksi terdiri dari:

1. Premature Ventricular Contraction
2. Interpolasi pada PVC
3. Bigeminy
4. Trigeminy
5. Fenomena R pada T
6. Denyut melompat
7. Atrial Premature Beats

### **Bradycardia**

Bradycardia ekstrim adalah pengurangan kritis dari detak jantung, maka dari itu hanya irama ECG yang diperlukan untuk mengidentifikasi arrhythmia ini. Jika satu interval R ke R adalah lebih besar daripada 1,5 detik (sama dengan 40 detak/menit),

---

<sup>2</sup>Willis J. Tompkins And John G. Webster EDS. Design of Microcomputer-Based Medical Instrumentation, hal 15

alat yang dirancang harus menimbulkan alarm. Jika interval R ke R rata-rata (rata-rata dari delapan interval R ke R terbaru) adalah lebih besar daripada 1,2 detik (50 detak/menit), monitor akan menimbulkan alarm.

### **Tachycardia**

Tachycardia ekstrim adalah berpacunya detak jantung secara serius dan juga dideteksi dengan analisa irama ECG secara sederhana. Sebuah rata-rata interval R ke R kurang dari 0,5 detik (120 detak/menit) akan menimbulkan alarm.

Tiga sebab umum tachycardia adalah meningkatnya suhu tubuh, perangsangan jantung oleh syaraf otonom, dan keadaan toksik dari jantung.<sup>3</sup>

Frekuensi dari jantung meningkat kira-kira 10 denyutan permenit untuk tiap derajat Fahrenheit kenaikan suhu tubuh sampai suhu tubuh mencapai 105°F, bila melebihi ini frekuensi jantung dapat benar-benar turun, karena pelemahan otot jantung progresif akibat demam tersebut.

### **Asystole dan Ventricular fibrillation**

Asystole dan ventricular fibrillation dapat diidentifikasi dengan tidak munculnya QRS kompleks selama lebih dari 1,6 detik dan dan mentrigger alarm. Kriteria untuk identifikasi bradycardia, tachycardia dan asystole adalah subyektif serta bervariasi antar paramedis. Kriteria untuk membangkitkan alarm adalah subyektif untuk diseimbangkan akan variasi yang lebih besar. Ambang numeris sebaiknya telah ditentukan dengan diskusi dengan paramedis dan tidak dapat dipertimbangkan secara pasti dengan definisi paramedis, tetapi meskipun demikian sebaiknya ambang itu dapat diatur, sehingga ambang itu harus dapat berubah agar cocok dengan analisa paramedis

---

<sup>3</sup> Guyton, A.C. Textbook of Medical physiology. W.B. Saunders company .1976 , hal 279.

secara pribadi dari ECG pada umumnya atau seperti yang dibutuhkan untuk pasien tertentu.

### **Detak melompat**

Detak yang melompat dapat dideteksi dengan interval R ke R kurang lebih sama dengan dua kali rata-rata interval R ke R sebelumnya dan tidak diikuti dengan detak yang premature. Jika interval R ke R lebih besar daripada dua kali rata-rata tetapi kurang dari 1,5 detik, sinus arrested terdeteksi.

### **Premature Ventricular Contraction**

Premature Ventricular Contraction (PVC's) dideteksi dengan kriteria yang lebih kompleks, sebuah PVC dapat diidentifikasi jika QRS kompleks premature dan diikuti oleh jeda kompensasi penuh, lebar QRS adalah lebih lebar (misal kompleks diperlebar), gelombang T berlawanan arah dengan gelombang T pada detakan normal, dan tidak ada gelombang P.

### **Fenomena R pada T**

Fenomena R pada T adalah arrhythmia yang sangat berbahaya. Ini adalah premature ventricular contraction yang muncul selama ventricular repolarisasi (Gelombang T). Karena kita tidak bisa cara untuk mendeteksi gelombang T, kita harus berdasar hanya kepada analisa irama. Gelombang T muncul pada sepertiga pertama dari interval R ke R. Maka dari itu, jika interval R ke R kurang dari sepertiga rata-rata interval R ke R sebelumnya dan diikuti oleh full compensatory pause. Fenomena R pada T terdeteksi dan nampak alarm pada monitor. Sebuah kriteria rate lalu dapat

ditambahkan untuk penyesuaian dengan pemakai, walaupun pada waktu ini alat didisain pada satu pemunculan fenomena R pada T.

### **Bigeminy**

Bigeminy adalah keadaan dimana PVC datang sebagai detak pengganti dan setiap detak normal berpasangan dengan sebuah PVC. Jika dua PVC dideteksi dalam sebuah garis, bigeminy terdeteksi dan alarm akan timbul di monitor.

### **Trigeminy**

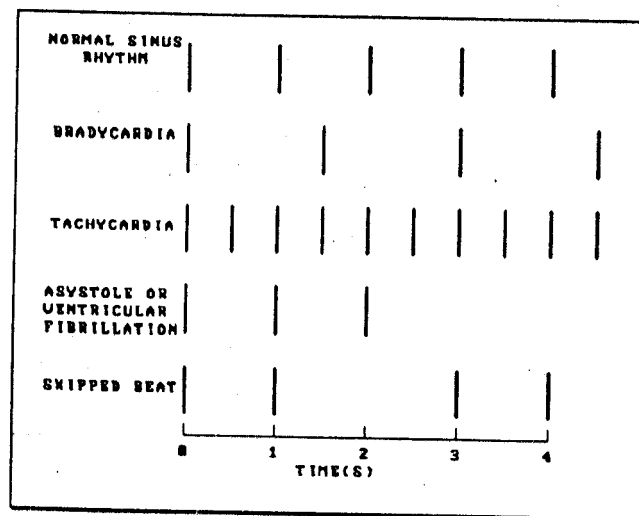
Trigeminy adalah kondisi dimana detak normal diikuti oleh dua detak premature dan full compensatory pause. Pada kasus ini sebuah full compensatory pause didefinisikan sebagai : interval R ke R sebelumnya (RR dan RR ) masing-masing kurang dari 0,9 kali rata-rata interval R ke R sebelumnya kira-kira sama dengan rata-rata interval rata-rata. Jika ini benar trigeminy akan terdeteksi dan alarm akan terjadi di monitor.

### **Interpolated PVC**

Interpolated PVCc adalah detak premature yang tidak diikuti oleh sebuah compensatory pause. Maka dari itu, interval R ke R dari premature beat ditambahkan ke interval R ke R selanjutnya kira-kira sama dengan rata-rata interval yang mendahului premature beats. Jika kondisi ini dideteksi pada rate yang lebih besar dari 10/menit maka alarm akan timbul.

### Atrial Premature Beats

Atrial Premature Beats (APBs) diidentifikasi sebagai detak premature yang diikuti oleh compensatory pause (bukan full compensatory pause). Perbedaan antara full compensatory pause dengan compensatory pause adalah faktor lain yang akan dibedakan pada tes klinis. Tujuannya adalah untuk memaksimalkan keandalan pendeteksian untuk semua arrhythmia. Jika APB muncul pada rate yang lebih besar daripada 20/menit maka alarm akan timbul.



Gambar 2.4

### Catastrophic Arrhythmia

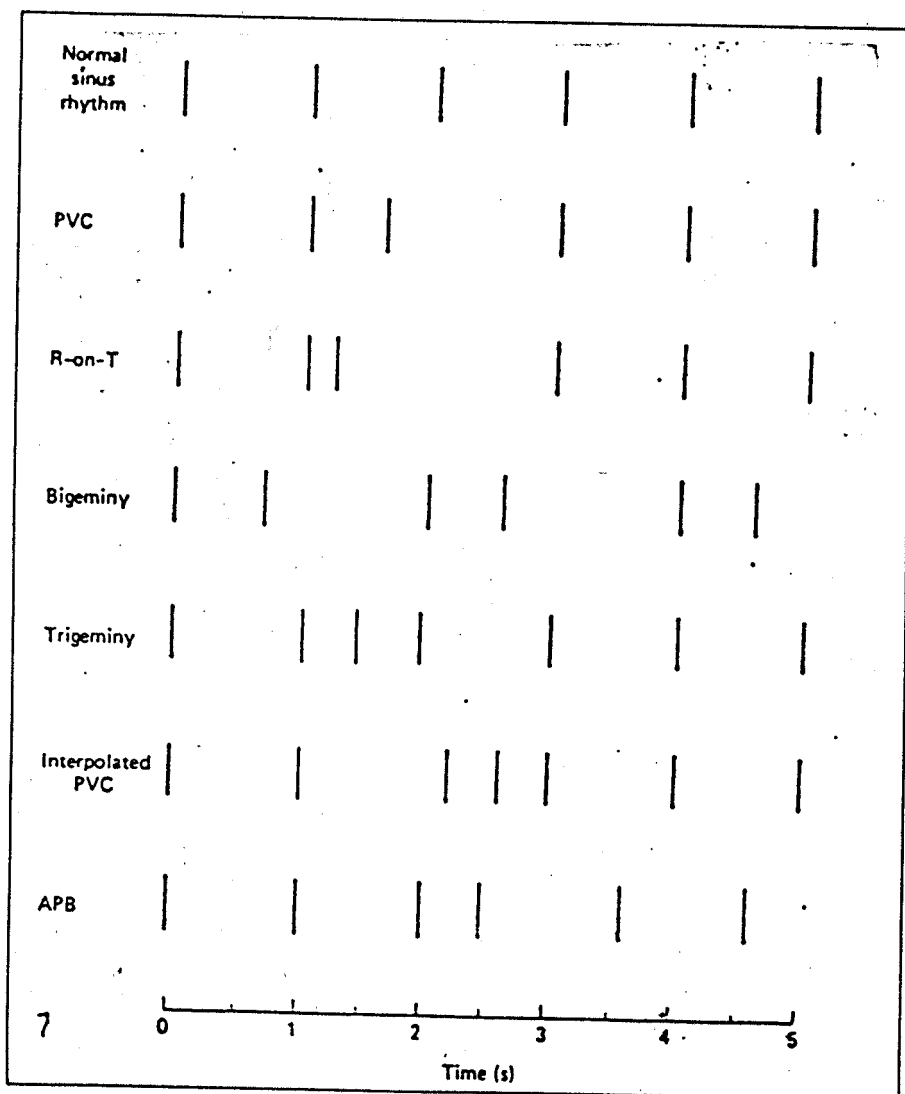
Denyut premature atrium sering terjadi pada orang sehat dan sesungguhnya sering ditemukan pada atlet atau orang lain yang jantungnya pasti dalam keadaan sehat. Tetapi keadaan toksik ringan yang diakibatkan oleh faktor-faktor seperti merokok berlebihan, kurang tidur terlalu banyak kopi, alkoholisme, dan penggunaan berbagai obat dapat pula menimbulkan denyut seperti itu.<sup>4</sup>

<sup>4</sup>ibid hal 284





- :  $RR_{t-1} + RR_t \cong 2 * AR_{t-4}$
- Trigeminy :  $RR_{t-2} < 0.9 * AR_{t-3}$
- :  $RR_{t-1} < 0.9 * AR_{t-3}$
- :  $RR_{t-2} + RR_{t-1} \cong 2 * AR_{t-3}$
- Interpolated PVC :  $RR_{t-1} < 0.9 * AR_{t-2}$
- :  $RR_{t-1} + RR_t \cong 2 * AR_{t-2}$
- : Rate IPVC > 10/menit



Gambar 2.5

Prematurity Arrhythmia

$$\begin{aligned}
 \text{APB} &: RR_{I-1} < 0.9 * AR_{I-2} \\
 &: AR_{I-2} < RR_{I-1} + RR_I < 2 * AR_{I-2} \\
 &: \text{Rate APB} > 10/\text{menit}
 \end{aligned}$$

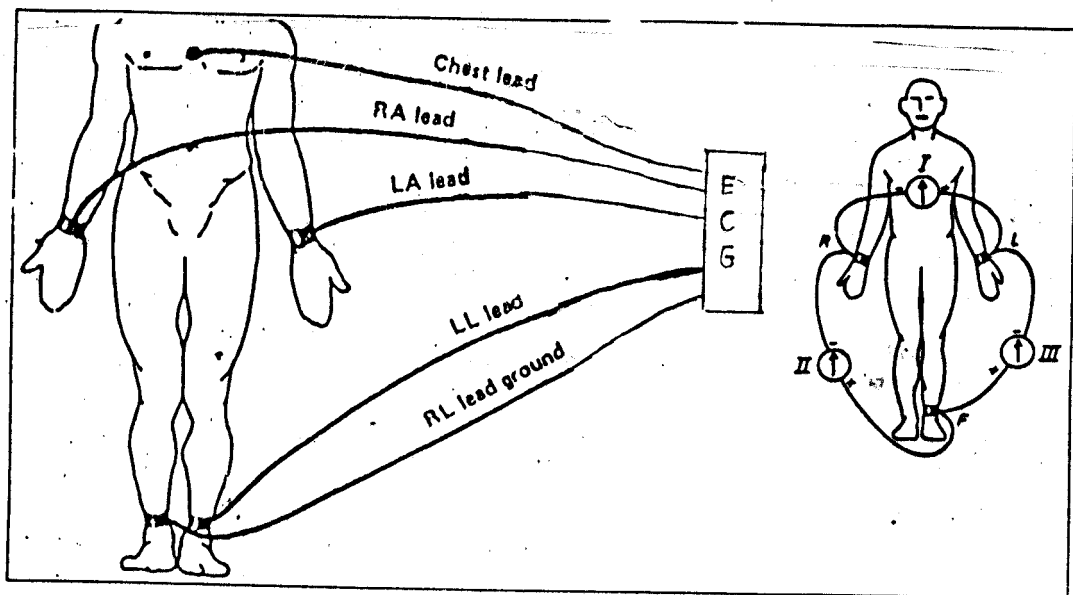
## II.2. ELEKTROCARDIOGRAPH (ECG)

Dalam elektrokardiografi dipakai 2 macam sandapan yaitu:

- Sandapan bipolar
- Sandapan unipolar

### Sandapan bipolar

Bipolar standard lead adalah sandapan-sandapan yang digunakan oleh einthoven untuk mencatat potensial listrik jantung dalam bidang frontal. Sandapan bipolar mencatat perbedaan potensial dari dua tempat.



Gambar 2.6

Sandapan Bipolar

Elektroda dipasang pada kulit yang telah diolesi pasta elektroda, dan dipasang pada lengan kiri (LA) lengan kanan (RA) dan kaki kiri (LL). Sandapan bipolar seperti terlihat pada gambar 2.6.

Sandapan I : mencatat perbedaan potensial antara lengan kiri dan lengan kanan.

Elektroda positif dihubungkan dengan lengan kiri(LA), elektroda negatif dihubungkan dengan lengan kanan(RA).

Sandapan II : mencatat perbedaan potensial antara kaki kiri dan lengan kanan.

Elektroda positif dihubungkan dengan kaki kiri(LF), elektroda negatif dihubungkan dengan lengan kanan(RA).

Sandapan III : mencatat perbedaan potensial antara kaki kiri dan lengan kiri.

Elektroda positif dihubungkan dengan kaki kiri(LL), elektroda negatif dihubungkan dengan lengan kiri(LA).

Einthoven mengemukakan hipotesanya sebagai berikut :

1. Aktivitas listrik jantung merupakan sumber listrik dan terletak di tengah tubuh.
2. Tubuh dianggap sebagai suatu bola dengan cairan tubuh dan alat-alat tubuh mempunyai tahanan yang sama.
3. Lengan kiri, lengan kanan, kaki kiri terletak sama jauh dari jantung dan dari satu sama lainnya.
4. Jantung dan ektrimitas terletak dalam satu bidang frontal

Menurut hukum Kirchoff maka dalam arus yang tertutup jumlah potensial sama dengan 0 sehingga :

$$L_I + L_{II} + L_{III} = 0$$

Oleh Eithoven kutub pada LII dibalik sehingga seperti terlihat dalam gambar B timbul persamaan Einthoven :

$$L_I - L_{II} + L_{III} = 0$$

$$L_I + L_{III} = L_{II}$$

### Sandapan Unipolar

Sandapan unipolar mencatat besarnya potensial yang terjadi ditempat itu. Pada unipolar leads digunakan elektrode pencatat dan elektrode jauh (indeferent electrode). Apabila dalam suatu medium pengantar satu electrode diletakkan dengan sumber listrik sedangkan yang lain sangat jauh, maka electrode yang jauh ini akan mencatat potensial yang besarnya 0, sedangkan elektrode yang dekat akan mencatat besarnya potensial yang terjadi di tempat itu, namun dalam praktek hal ini tidak mungkin dilaksanakan. Oleh karena itu maka Goldberger menentukan cara dengan menghubungkan lengan kanan, lengan kiri, dan kaki kiri menjadi satu. Dan tempat hubungan ini dinamakan central terminal yang mempunyai potensial hampir sama dengan 0.

Sandapan Unipolar disebut :

$V_R$  : Bila dicatat perbedaan potensial antara lengan kanan

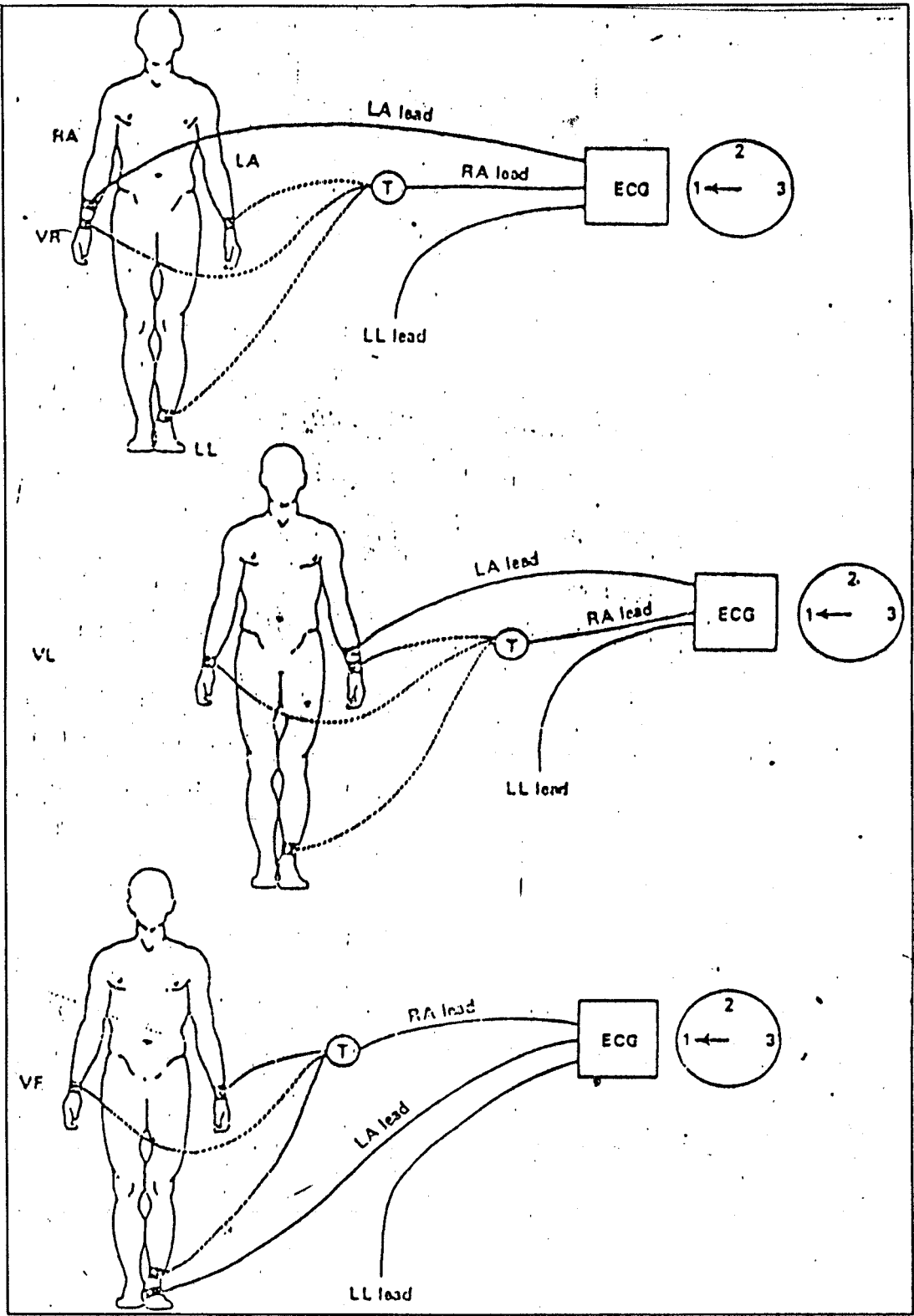
dan referensi elektrode.

$V_L$  : Bila dicatat perbedaan potensial antara lengan kiri

dan referensi elektrode.

$V_F$  : Bila dicatat perbedaan potensial antara kaki kiri dan

referensi elektrode.



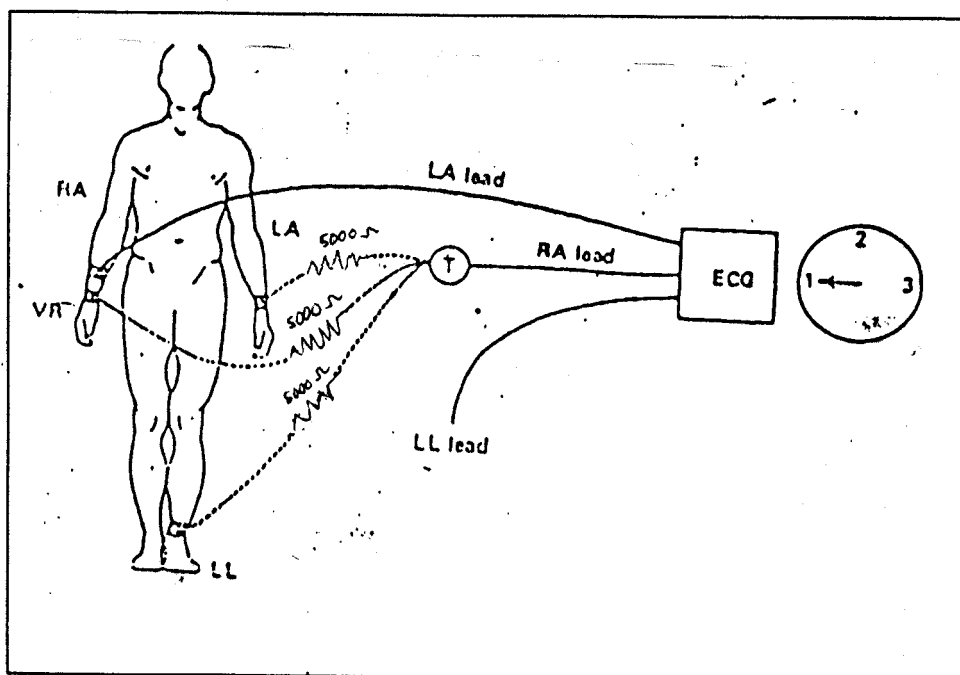
Gambar 2.7

Sandapan Unipolar

Defleksi yang dicatat dalam sandapan ini banyak mengalami gangguan sehingga Wilson berupaya untuk menghilangkan gangguan ini dengan jalan pada setiap tempat hubungan antara sentral terminal dan tempat yang disandap diberi tahanan sebesar 5000 Ohm. Dengan cara ini gangguan akan hilang, namun hasil yang didapat menjadi lebih kecil (Gambar 2.8).

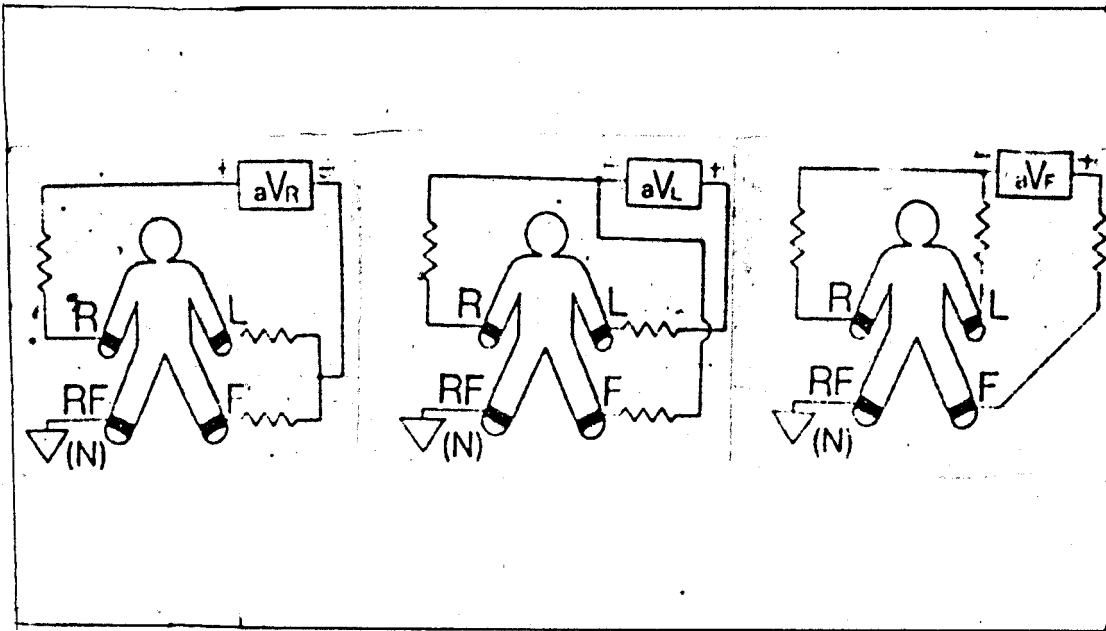
Untuk tetap mendapatkan defleksi tanpa gangguan yang berarti, serta defleksi yang besar Goldberger melepaskan satu sandapan dari sentral terminal ke ektrimitas yang akan diperiksa maka didapatkan defleksi yang 50% lebih besar. Sandapan ini dinamakan Augmented Unipolar Leads dengan simbol a di depan umpama aVR, aVL dan aVF. (Gambar 2.9).

Sandapan Unipolar juga dapat dipakai dalam sandapan precordial yaitu untuk mengetahui perubahan-perubahan potensial jantung dalam bidang horisontal.



Gambar 2.8

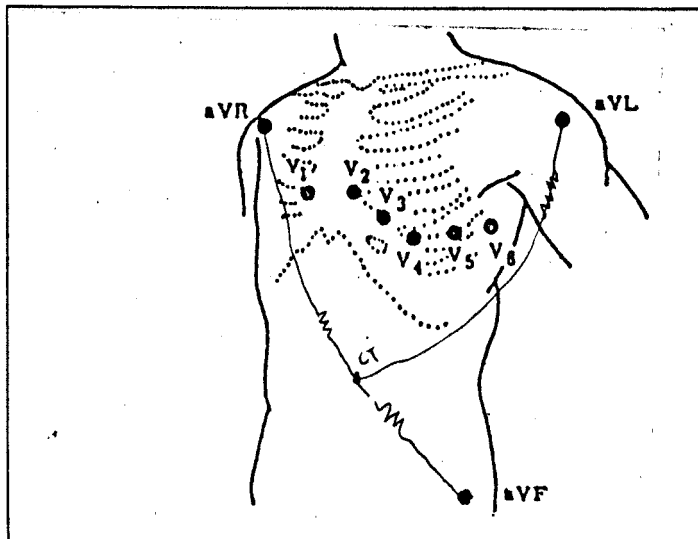
Sandapan Unipolar Wilson



Gambar 2.9

## Sandapan Unipolar Goldberger

Sandapan prekordial ditandai dengan huruf V (voltage) dan disertai angka dibelakangnya yang menunjukkan lokalisasi di atas prekordium. Umumnya untuk sebuah ECG dibuat 6 buah V prekordial. V selebihnya dipakai apabila diperlukan.



Gambar 2.10.

## Sandapan Unipolar Prekordial (dada)



Menurut American Heart Association posisi elektroda sandapan dada adalah sbb <sup>5</sup>:

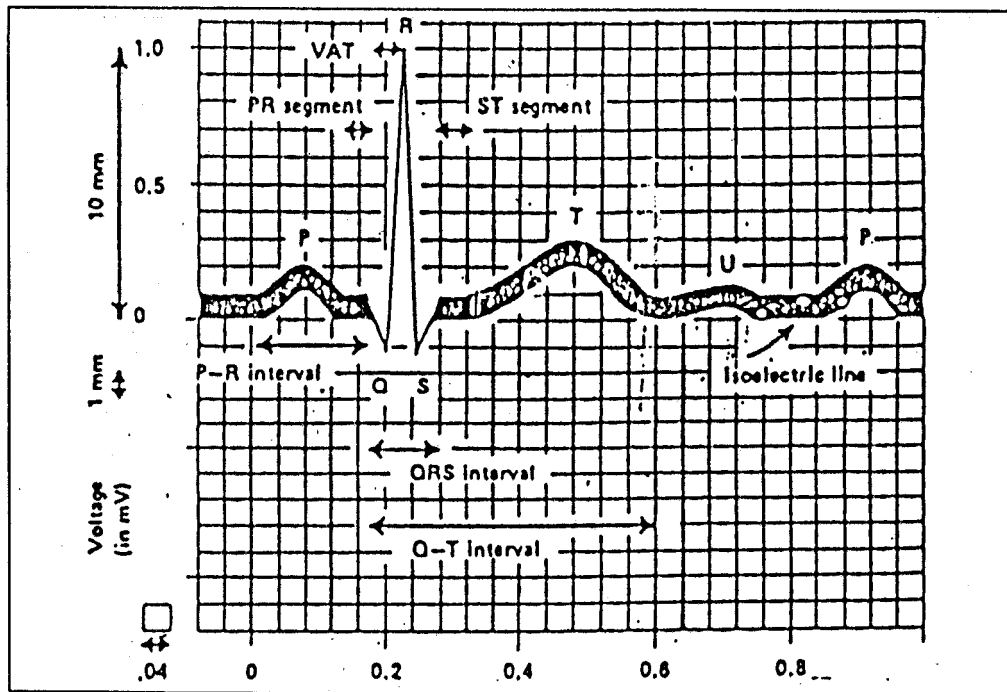
- V<sub>1</sub> : Elektrode pencatat diletakkan pada ruang antar iga yang keempat disebelah kanan sternum.
- V<sub>2</sub> : Elektrode prekordial diletakkan pada ruang antar iga yang keempat disebelah kiri sternum.
- V<sub>3</sub> : Elektrode prekordial diletakkan antara V<sub>2</sub> dan V<sub>4</sub>.
- V<sub>4</sub> : Elektrode prekordial diletakkan di ruang antar iga yang kelima pada baris medio claviculer.
- V<sub>5</sub> : Elektrode prekordial diletakkan left anterior axillary line.
- V<sub>6</sub> : Elektrode prekordial diletakkan di left mid axillary line setinggi V<sub>4</sub>.
- V<sub>7</sub> : Elektrode prekordial di left posterior axillary line setinggi V<sub>4</sub>.
- V<sub>8</sub> : Elektrode prekordial diletakkan di punggung langsung dibawah angulus seapulae bagian kiri setinggi V<sub>4</sub>.

Ruang kanan perlu sandapan prekordial itu untuk digunakan pada bagian kanan. Lokasi tempatnya identik dengan bagian kiri sedangkan symbol yang dipakai ditambah dengan R. Umpama V<sub>1R</sub>, V<sub>2R</sub>, dan setengahnya.

### II.2.1 ELEKTRO KARDIOGRAFI YANG NORMAL

Elektrokardiogram dengan kertas elektrokardiograf yang terbagi menjadi garis horisontal dan vertikal. Pada radius 5 mm terdapat garis yang tebal. Waktu dicatat pada garis yang horisontal yaitu setiap mm = 0,04 detik dengan kecepatan 25 mm/det. Voltage diukur menurut garis vertikal yaitu setiap mm = 0,1 mV. Pada waktu mengerjakan EKG maka harus ditera bahwa 1mm = 0,1 mV. Sebaiknya peneraan ini dilakukan pada awal dan akhir pemeriksaan.

<sup>5</sup>Saleh. Mohamad, Dasar-Dasar Elektrokardiografi, C.V. Libra Jaya Press, Surabaya, hal 13.



Gambar 2.11.

## Elektrokardiogram normal

Nomen Klatur :

1. Gelombang yang disebabkan oleh depolarisasi atrium disebut gelombang P.  
Gelombang P inidapat positif, negatif , biphasik membulat dan sebagainya . Lama gelombang P 0,11 detik dengan voltage 2,5mV.
2. Gelombang defleksi negatif, yang pertama disebut Q, bila defleksi besar ditulis dengan Q bila defleksi itu kecil ditulis dengan q.
3. Defleksi positif pertama disebut R. ditulis dengan R. bila defleksi besar dab r bla defeleksi kecil. Sesudah R ini mungkin ada defleksi positif lagi dan biasanya ditulis dengan R' aatau r'
4. Pada sandapan standard voltage gelombang R 0,5 s/d 2mV.  
Defleksi negatif sesudah R disebut s. Ditulis dengan S bila defleksi besar dan ditulis s bila kecil.

5. Defleksi yang disebabkan oleh repolarisasi ventrikel disebut T. Dan dapat negatif, positif atau mendatar.
6. Repolarisasi atrium jarang terlihat. Bila ada merupakan gambaran gelombang Ta (=Pt) sebelum kompleks QRS.

R-R Interval : jarak antara R dan R yang bentuknya bila rytme ventrikuler itu teratur, maka berapa besar frekwensi jantung dapat dihitung dengan membagi  $60 / R-R$  interval (detik).

P-P interval = jarak antara P ke P yang berikutnya. Bila rytme sinus normal maka P-P interval sama dengan R-R interval.

P-R interval mengukur waktu konduksi atrioventricular yang meliputi depolarisasi atrium dan depolarisasi, dan perlambatan dalam simpul atrio-ventricular. Diukur dari mulai timbulnya gelombang P sampai timbulnya gelombang QRS Complex. Bila ada gelombang Q juga dinamakan Q interval. Namun kalau tidak ada gelombang Q dinamakan R interval.

Harga nominal 0,12 - 0,20 detik. Bila frekwensi jantung pelan atau ada hambatan konduksi antara SA node ke AV node maka P-R interval memanjang.

QRS interval untuk mengukur waktu deolarisasi ventrikel. Diukur dari permulaan timbulnya gelombang Q (atau permulaan R kalau Q tidak ada) dan akhirnya gelombang S. Harga normalnya 0,1 detik - 0,11 detik.

VAT (Ventricular Activation Time) : ialah waktu yang digunakan untuk oleh impuls untuk berjalan dari endokardium ke epicardium. Diukur dari permulaan Q sampai puncak R. Pada V<sub>1-2</sub> tidak melebihi 0,03 detik dan V<sub>4-6</sub> tidak melebihi 0,05 detik.

QT interval ialah waktu dari timbulnya gelombang Q sampai akhir gelombang T dan mencerminkan lamanya systole listrik. QT interval besarnya bergantung dari frekwensi denyut jantung. Interval normal tidak melebihi 0,42 detik. Segmen diukur antara akhir P dan permulaan QRS Complex. Dalam keadaan normal isoelectric dan mempunyai waktu 0,07 detik.

ST segment : diukur dari akhir S sampai timbulnya gelombang T. Biasanya isoelectric namun masih normal bila terdapat varian sebesar -0,5 sampai +2,0 mm pada prekordial leads.

### II.3. ANALOG TO DIGITAL CONVERTER (ADC)

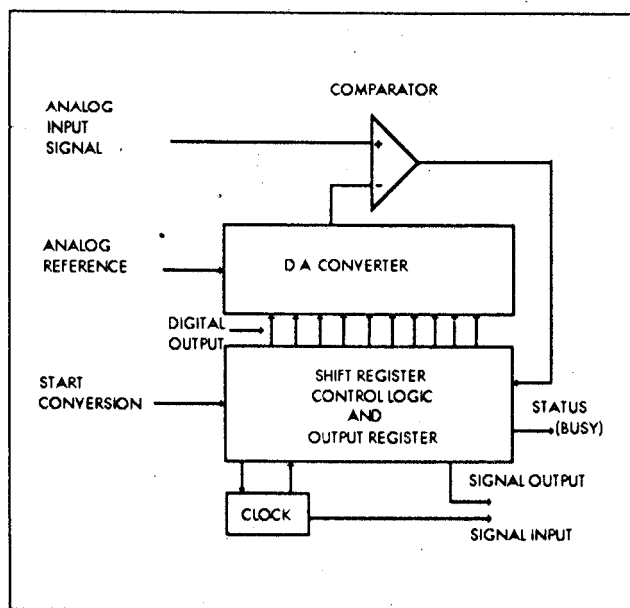
Ada berbagai jenis ADC yang masing-masing mempunyai kecepatan konversi, akurasi, stabilitas dan semua ini tentu berkaitan dengan harga yang berbeda-beda pula. Secara umum dapat dibedakan 2 golongan ADC, yaitu golongan open-loop (tanpa umpan balik) dan close loop (terdapat umpan balik). Masing-masing mempunyai keunggulan dan kelemahan. Termasuk golongan open-loop ini adalah Flash ADC, Slope Converter, Dual Slope converter. Sedangkan yang termasuk dalam golongan close-loop adalah Single Counter ADC, Tracking ADC, Successive Approximation ADC. Mengingat banyaknya jenis ADC, maka dalam pembahasan ini hanya akan dijelaskan Successive Approximation ADC saja, karena dalam perencanaan peralatan digunakan ADC jenis ini.

#### II.3.1. ADC SUCCESSIVE APPROXIMATION

ADC Successive Approximation merupakan golongan ADC yang close-loop. ADC jenis ini dikatakan merupakan paduan yang baik antara kecepatan (kecepatan menengah) dan tingkat kerumitan rangkaian yang juga menengah.

Waktu konversi pada ADC ini selalu tetap, tidak tergantung pada besarnya sinyal analog yang dimasukkan pada inputnya. Untuk  $n$  bit ADC jenis ini diperlukan waktu konversi  $n+1$  kali satu waktu siklus. Tetapnya waktu konversi juga merupakan salah satu keuntungan ADC jenis ini. Dengan tetapnya waktu konversi, maka kita bisa menghitung banyaknya konversi yang akan dilakukan oleh ADC setiap detiknya, dengan demikian ini sangat membantu dalam perancangan hardware maupun software selanjutnya

Konversi dilakukan dengan membandingkan input tak diketahui dengan sebuah tegangan atau arus presisi yang dibangkitkan oleh sebuah DAC, seperti terlihat dalam gambar 2.6. Input dari DAC berasal dari output ADC. Perbandingan dilakukan bit demi bit dimulai MSB.



Gambar 2.12

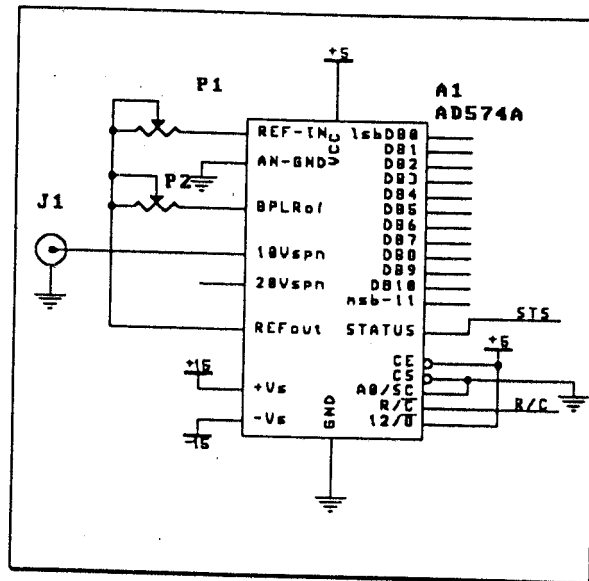
Diagram Blok ADC Successive Approximation

Sesudah perintah konversi diberikan dan konverter telah direset, output MSB DAC dibandingkan dengan input sinyal. Bilamana input lebih besar dari MSB tersebut, bit ini akan '1' dan bit berikutnya dites. Bila input kurang dari MSB, bit tersebut akan '0' dan bit kedua akan dites. Bila pemberian '1' pada bit kedua ini membuat output ADC lebih besar dari input analog, bit ini diset '1' dan bit ketiga dites. Bila pemberian '1' pada bit kedua ini membuat membuat output ADC lebih besar dari input analog, bit ini dibuat '0'. Proses yang sama terjadi pada bit-bit berikutnya.

Hal utama yang perlu diperhatikan pada ADC ini adalah input analog berubah lebih dari 1 MSB selama konversi. Untuk mengatasi hal itu, pada sinyal-sinyal input yang berubah dengan cepat digunakan penguat sample and hold. Penguat ini dapat dihilangkan untuk sinyal-sinyal yang berubah lambat. Ketelitian, linearitas, dan kecepatan successive approximation ADC terutama disebabkan oleh sifat dari DAC dan komparator internal.

### II.3.2 ADC AD574A

AD574A adalah sebuah konverter ADC lengkap yang tidak memerlukan komponen luar tambahan untuk memberikan fungsi konversi analog ke digital dengan cara successive approximation. Tegangan referensi internal dibentuk oleh sebuah zener diode yang ditrim  $10 \pm 0,1$  Volt. Tegangan referensi ini dikeluarkan dan dapat dibebani 1,5 mA diluar keperluan arus resistor input referensi (0,5mA) dan resistor offset bipolar (1mA). Semua beban luar yang diterapkan ke referensi AD574A harus konstan selama konversi. Gambar 2.7 dibawah memperlihatkan rangkaian untuk hubungan bipolar. Dua buah variabel resistor diperlukan, satu untuk offset dan satu untuk penguatan.



Gambar 2.13

Hubungan bipolar AD574

Input analog AD574A mempunyai resistansi  $5\text{ K}\Omega$  pada jangkauan 10 Volt dan  $10\text{ K}\Omega$  pada jangkauan 20 Volt. Impedansi output penguat operasional yang menggerakkan input dari AD574A harus mempunyai hasil kali antara penguatan dan lebar pita (gain bandwidth product) minimal 500 KHz. AD574A berisi rangkaian logika yang dapat langsung dihubungkan ke sebagian besar sistem mikroprosesor. Sinyal kontrol CE,  $\overline{\text{CS}}$  dan  $\text{R}/\overline{\text{C}}$  mengendalikan operasi dari konverter.

Keadaan  $\text{R}/\overline{\text{C}}$  saat CE dan  $\overline{\text{CS}}$  diaktifkan menentukan apakah data dibaca ( $\text{R}/\overline{\text{C}}=1$ ) atau konversi ( $\text{R}/\overline{\text{C}}=0$ ) berlangsung. Input A0 dan 12/8 menentukan lebar konversi dan format data. A0 biasanya dihubungkan ke LSB dari bus alamat.

Jika konversi dimulai dengan A0 rendah, siklus konversi 12 bit diinisialisasi. Jika tinggi selama mulai konversi, akan berlangsung siklus konversi 8 bit. Selama operasi pembacaan data, A0 menentukan bilamana bufer tiga keadaan berisi 8 MSB dari hasil konversi ( $\text{A0}=0$ ) atau 4 LSB ( $\text{A0}=1$ ) diaktifkan.

Pin  $12/\overline{8}$  menentukan bagaimana data output diorganisasikan sebagai dua buah 8 bit ( $12/\overline{8}$  dihubungkan ke digital common) atau sebuah 12 bit ( $12/\overline{8}$  dihubungkan ke +5 Volt). Pin  $12/\overline{8}$  tidak cocok dengan TTL dan harus dihubungkan langsung ke +5 Volt atau digital common.

A0 tidak boleh berubah keadaan selama operasi pembacaan data. Hal ini akan mengakibatkan kerusakan internal pada AD574A. Sinyal output STS menyatakan status dari konverter, STS akan tinggi pada awal konversi dan kembali rendah setelah siklus berakhir.

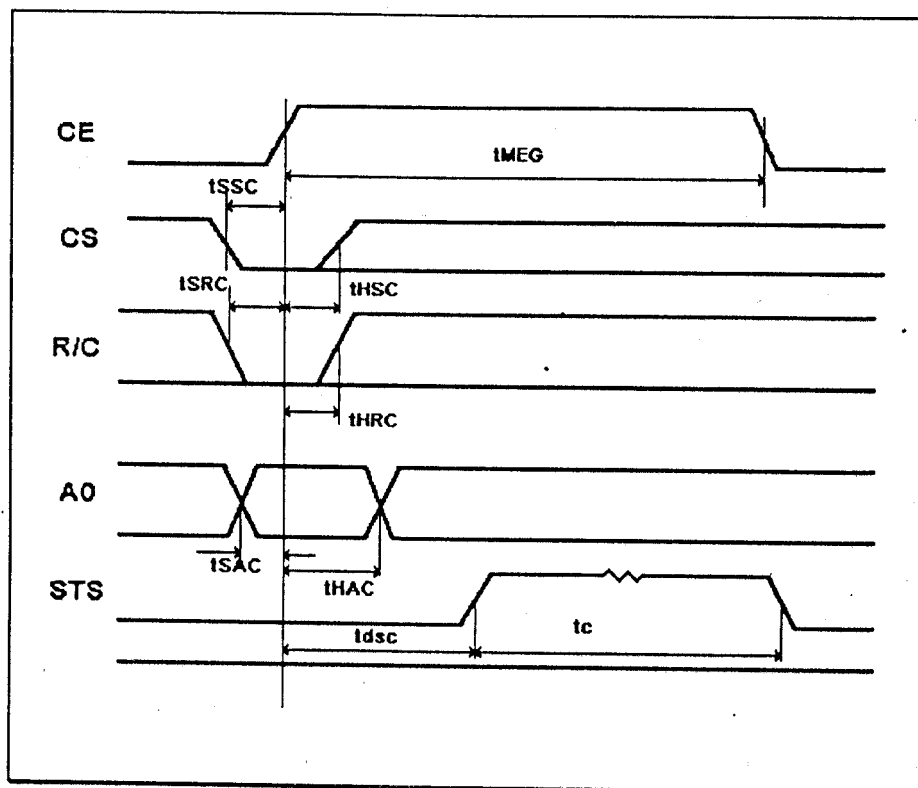
Tabel 2.2

Tabel kebenaran untuk input kontrol AD574

CE	$\overline{CS}$	$R/\overline{C}$	$12/\overline{8}$	A0	OPERASI
0	X	X	X	X	Tidak ada
X	1	X	X	X	Tidak ada
1	0	0	X	0	inisialisasi konversi 12-bit
1	0	0	X	1	inisialisasi konversi 8-bit
1	0	1	pin 1	X	enable output paralel 12-bit
1	0	1	pin 15	0	enable 8 MSB
1	0	1	pin 15	1	enable 4 LSB + 4 nol

Pada gambar 2.14 memperlihatkan diagram pewaktuan lengkap untuk memulai konversi AD574A.  $R/\overline{C}$  harus rendah sebelum CE dan  $\overline{CS}$  diaktifkan. Bila  $R/\overline{C}$  tinggi, operasi pembacaan akan terjadi sesaat yang bisa menyebabkan konflik pada bus sistem.



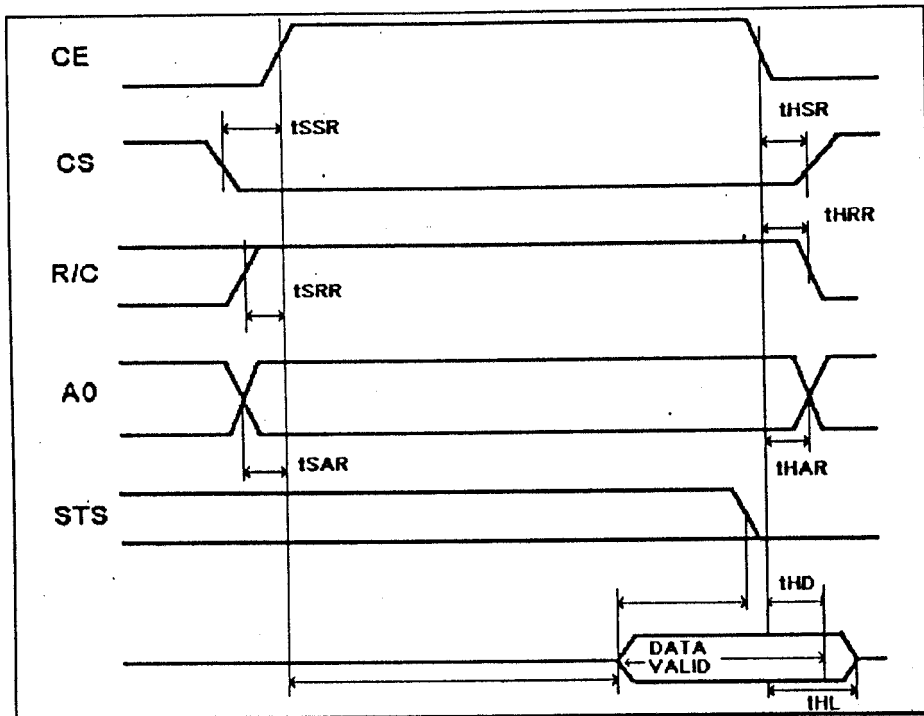


Gambar 2.14

Diagram pewaktuan start konversi

Baik CE dan  $\overline{CS}$  dapat digunakan untuk menginisialisasi sebuah konversi, tetapi penggunaan CE lebih dianjurkan karena mempunyai penundaan rambatan yang lebih kecil daripada  $\overline{CS}$ . Sekali konversi dimulai dan STS tinggi, perintah start konversi akan diabaikan sampai siklus konversi lengkap.

Pada gambar 2.15 memperlihatkan diagram pewaktuan untuk operasi pembacaan data. Selama operasi pembacaan ini, waktu akses diukur dari titik dimana CE dan  $\overline{R/C}$  tinggi (dianggap  $\overline{CS}$  telah rendah). Bila  $\overline{CS}$  digunakan untuk enable, waktu akses menjadi 100 nS.



Gambar 2.15

Diagram pewaktuan siklus baca

Dalam mode bus interface 8 bit (input  $12/\overline{8}$  dihubungkan ke digital common), bit alamat A0 harus stabil sekurang-kurangnya 150nS setelah CE tinggi dan harus tetap stabil selama seluruh siklus baca. Jika A0 berubah, akan terjadi kerusakan pada buffer keluaran AD574A

## II.4. INTERFACING DENGAN KOMPUTER IBM PC-AT

### II.4.1. MIKROPROSESOR 80286/80386/80486

Mikroprosesor tersebut merupakan mikroprosesor Intel yang banyak digunakan pada komputer IBM PC-AT dan kompatibelnya. Dibandingkan dengan mikroprosesor 8088 dan yang merupakan komputer mikroprosesor PC-XT terletak pada mode kerja

prosesor. Pada prosesor PC-AT terdapat dua mode yaitu mode real address mode dan protected address mode, sedangkan pada PC-XT hanya real address mode.

Perbedaan mikroprosesor tersebut ditinjau dari sistem bus internal untuk eksekusi kode mesin adalah : untuk prosesor 8088, 8086, 80286 adalah mikroprosesor keluarga 16 bit internal, kecuali 8088 mempunyai jalur transfer data 8 bit eksternal, sedangkan mikroprosesor 80386 dan 80486 adalah mikroprosesor keluarga 32 bit.

Mikroprosesor 80286 mempunyai 14 register 16 bit, 16 bit jalur data dan 24 bit jalur address, sehingga mampu mengakses memori sebesar  $2^{24} = 16 \text{ MB}$ . Kecepatannya berkisar antara 1,4 hingga 2,1 MIPS (Million Instruction Per Second) memerlukan clock generator 82284 dan Bus Controller tipe 82286 dan sebagai penunjang untuk mengatur interupsi digunakan Programmable Interrupt Controller tipe 8259 sebanyak 2 buah yang disusun secara kaskade (PIC master dan PIC slave).

Kecepatan operasi mikroprosesor 80286 tercepat adalah sekitar 6 kali kecepatan operasi mikroprosesor 8086 yang diberi clock 5 MHz dan semua perangkat lunak taraf bahasa mesinnya adalah kompatibel sepenuhnya.

Perbedaan antara 80286 dan 8088 selain mode kerja adalah secara fisik pada pengaksesan datanya. Untuk 80286 diperlukan satu bit untuk saluran High Byte yaitu dengan BUS HIGH ENABLE (BHE). Secara perangkat keras, 80286 terdiri dari 4 bagian :

- Execution Unit (EU) terdiri dari semua register, ALU dan kontrolnya.
- Bus Unit (BU) terdiri dari Bus Control, dan perangkat Prefetch Queue.
- Instruction Unit (IU) terdiri dari Instruction Decoder untuk Queue.
- Address Unit (AU) terdiri dari perangkat penghitung address.

Komputer IBM PC-AT ini terutama berfungsi sebagai peralatan pengambil dan pemroses data. Komputer IBM PC-AT bisa memakai jalur data 8 maupun 16 bit. Pada pengambilan data ADC, komputer ini memakai jalur data 16 bit dan akan dimanfaatkan 12 bit untuk mengambil data dari ADC.

#### II.4.2. PERLENGKAPAN INTERFACE

Definisi perlengkapan interface adalah peralatan yang berfungsi menghubungkan microcomputer dengan perangkat luar (peripheral). Pertukaran data pada interface bisa berupa input ataupun output, bisa pula merupakan gabungan antara keduanya.

Peripheral dapat berupa peralatan graphic adapter, diskette driver, parallel port atau serial port. Contoh dari parallel port adalah printer, display seven segment dan motor stepper.

Pada IBM PC dan kompatiblenya telah disediakan delapan buah slot untuk keperluan interfacing dengan peralatan lain di luar CPU. Beberapa slot telah digunakan oleh IBM PC untuk peralatan standar yang memang harus ada, seperti CGA/VGA card, I/O card untuk floppy disk controller, printer port, serial port. Sedangkan slot sisanya dapat dipergunakan untuk peralatan tambahan yang diinginkan oleh pemakai, atau untuk membuat rangkaian interface yang dirancang sendiri oleh pemakai komputer. Peralatan yang demikian sering dikatakan sebagai peralatan yang diinterfacekan ke PC. Peralatan seperti ini oleh PC dianggap sebagai peralatan I/O.

#### II.4.3. PENGALAMATAN PERALATAN I/O

Peralatan I/O atau peripheral I/O (PIO) dibedakan dengan memori PC dengan jalur kontrol yang berbeda. Masing-masing memiliki mapping sendiri-sendiri. untuk Memori Map dapat dilihat seperti pada tabel 2.3.

Tabel 2.3.

Memory Address Map<sup>6</sup>

ADDRESS	NAME	FUNCTION
000000 to 07FFFF	512 KB System	System board memory
080000 to 09FFFF	128 KB	I/O channel memory, IBM PC AT 128 KB memory expansion option
0A0000 to 0BFFFF	128 KB Video RAM	Reserved for graphics display buffer
0C0000 to 0DFFFF	128 KB I/O Ekspansion	Reserved for ROM on I/O adapter
0E0000 to 0EFFFF	64 KB Reserved	Duplicated code assignment at address FE0000
0F0000 to 0FFFFF	64 KB ROM	Duplicated code assignment at address FF0000
100000 to FDFFFF	Maximum Memory 15 MB	I/O channel memory IBM PC AT 512 KB memory expansion
FE0000 to FEFFFF	64 KB Reserved	Duplicated code assignment at address OE0000
FF0000 to FFFFFF	64 KB ROM	Duplicated code assignment at address OF0000

Jadi untuk PC yang berbasis mikroprosesor 80286 terdapat memori sebesar 16 Megabyte dan PIO sebesar 64 KiloByte yang benar-benar terpisah. Memori dapat diakses dengan address bus mulai A0 sampai A23 (24 bit address bus). Itulah sebabnya 80286 memiliki memori sebesar 16 Mega Byte ( $2^{24} = 16 \text{ MB}$ ), sedangkan PIO hanya dapat diakses dengan address bus mulai address A0 sampai address A15 (16 bit)

<sup>6</sup>IBM PC-AT Technical Reference, International Bussiness Machine, 1984, hal 1-8.

sehingga kapasitasnya hanya 64 KB ( $2^{16} = 64 \text{ KB}$ ). Secara khusus IBM PC hanya memanfaatkan dari A0 sampai A9 untuk pengalamatan PIO-nya, sehingga tidak semua 64 KB dapat dipergunakan. Untuk menambahkan PIO (untuk interfacing) pada IBM PC harus diperhatikan alamat-alamat yang telah dipergunakan oleh IBM-PC. Untuk itu dapat dilihat pada tabel 2.4.

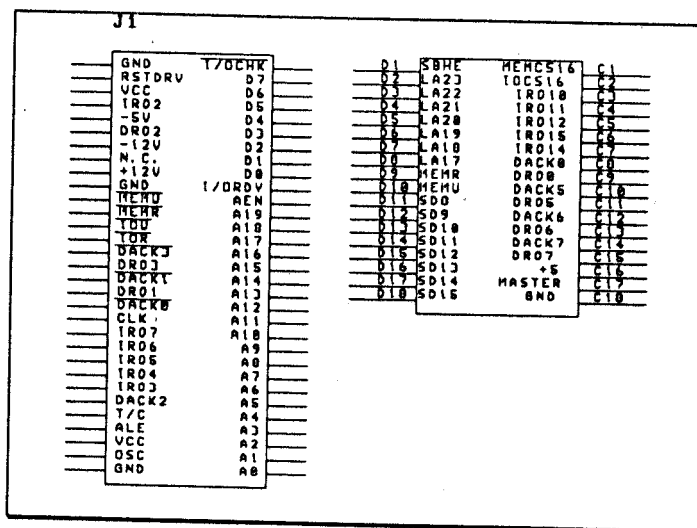
Tabel 2.4.  
I/O Address Map<sup>7</sup>

HEX RANGE	DEVICE
000 - 01F	DMA Controller 1 8237A-5
020 - 03F	Interrupt Controller 1 8259A
040 - 05F	Interval Timer 8253A - 2
060 - 06F	8042 keyboard
070 - 07F	Real time clock, NMI mask
080 - 09F	DMA Page Register
0A0 - 0BF	Interrupt Controller 2 8237A-5
0C0 - 0DF	DMA Controller 2 8237A-5
0F0 - 0FF	Numeric Coprocessor Usage
1F0 - 1FF	AT fixed disk interface
200 - 20F	Game controller
210 - 21F	Expansion Unit
220 - 24F	Reserve
270 - 27F	LPT2
2F0 - 2FF	COM2
300 - 31F	Prototype Card
360 - 36F	Reserved
370 - 37F	LPT1
380 - 38F	SDLC Communication bisynchron 2
3A0 - 3AF	bisynchron 1
3B0 - 3BF	Monochrome Display
3C0 - 3CF	Reserved
3D0 - 3DF	Color / Video Graphic Adapter
3F0 - 3FF	Floppy Disk Controller
3F0 - 3FF	COM1

<sup>7</sup>ibid hal 1-28.

#### II.4.4. ISABUS

ISA(Industrial Standard Architecture) BUS adalah sebuah I/O channel yang berisi kumpulan dari alamat, data dan jalur kontrol yang diperlukan untuk mendukung ekspansi dari personal komputer IBM PC/AT. Setiap komputer IBM PC/AT mempunyai ISABUS yang merupakan slot tambahan. Slot yang merupakan pasangan 2 slot besar dan kecil ini, dimana slot yang kecil berkaki 36 pin sedang yang besar berkaki 62 pin.



Gambar 2.16

Petunjuk pin ISABUS

Dengan cara ini konfigurasi sistem dapat ditambah, diperbaiki atau diperbesar dari standart yang ada dengan menambah card tambahan seperti grafik card atau I/O card.

Sedangkan fungsi serta keterangan kaki dari salah satu jenis I/O channel ini ada pada gambar 2.16 dan tabel 2.5.

Tabel 2.5  
Fungsi pin dari ISABUS<sup>8</sup>

MNEMONIC	NAME	FUNCTION
AEN	Address enable	0
BALE	Buffered address latch enable	0
CLK	Clock	0
$\overline{DACK}_0 - \overline{DACK}_3$ $\overline{DACK}_5 - \overline{DACK}_7$	DMA acknowledge 0-3 and 5-7	0
DRQ <sub>5</sub> -DRQ <sub>7</sub> DRQ <sub>0</sub> -DRQ <sub>3</sub>	DMA request 1-3 dan 5-7	1
I/O CH CHK	I/O channel check	1
I/O CH RDY	I/O channel ready	1
I/O CS 16	I/O 16-bit chip select	1
$\overline{IOR}$	I/O read command	I/O
$\overline{IOW}$	I/O write command	I/O
IRQ3-IRQ7, IRQ9-IRQ12 and IRQ14-IRQ15	Interrupt request 3-7, 9-12, and 14-15	1
LA17-LA23	System address lines 17-23	I/O
MASTER	Master	1
MEM CS 16	Memory 16 chip select	1
$\overline{MEMR}$	Memory read command	I/O
$\overline{MEMW}$	Memory write command	I/O
OSC	Oscillator	0
$\overline{REFRESH}$	Refresh	I/O
RESET DRV	Reset drive	0
SA0-SA19	System Address lines 17-23	I/O
SBHE	System high byte enable	0
SD0-SD15	Data lines 0-15	I/O
$\overline{SMEMR}$	System memory read command	0
$\overline{SMEMW}$	System memory write command	0
T/C	Terminal count	0
OWS	Zero wait state	1

<sup>8</sup>Ibid hal 1-22.

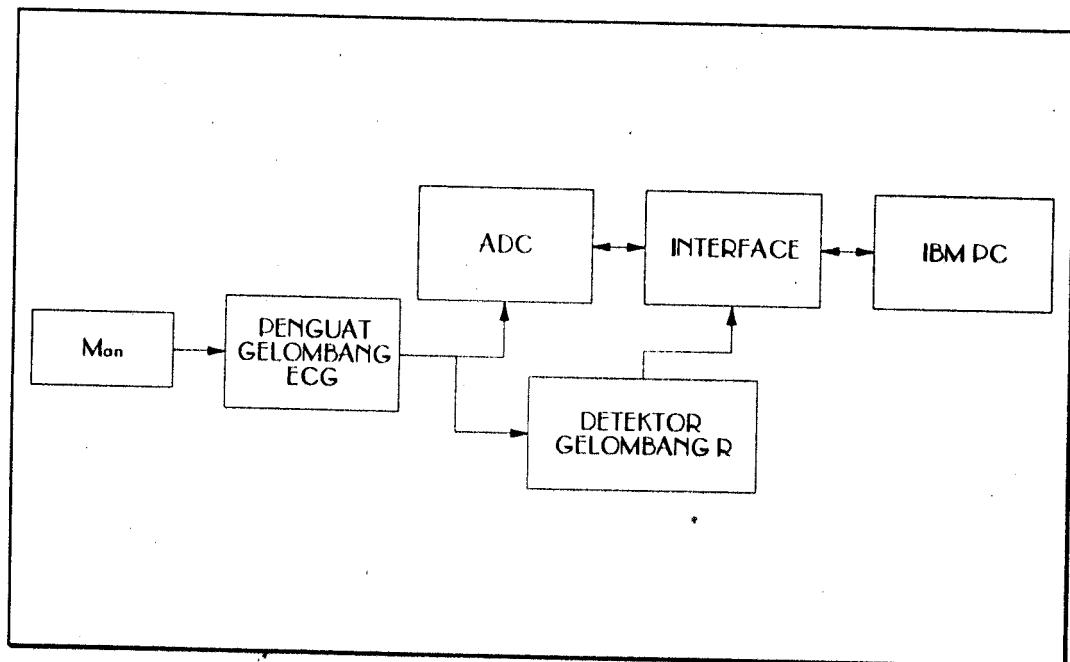


## BAB III PERENCANAAN

---

### III.1. PRINSIP KERJA SISTEM

Gambar 3.1. memperlihatkan gambar diagram sistem yang direncanakan secara keseluruhan. Komputer IBM PC berfungsi sebagai pengontrol sistem serta pengolah data yang dihasilkan.



Gambar 3.1  
Diagram Blok Sistem

Cara kerja sistem yang direncanakan adalah sebagai berikut : Setelah power supply dipasang, gelombang ECG dari tubuh dikuatkan oleh penguat gelombang ECG. Output dari penguat ECG masuk ke input ADC AD574A. Komputer akan memerintah dengan mengeluarkan sinyal read ke ECG dan membaca output status dari ADC. Apabila konversi telah selesai dilaksanakan data valid dapat diambil.

Selanjutnya hasil konversi dari ADC diterima oleh mikrokomputer IBM PC-AT sebagai sinyal digital. Dan data ini dapat diproses secara digital oleh mikrokomputer IBM PC-AT, misalnya ditampilkan pada monitor disimpan pada memori atau dipindahkan pada piringan penyimpanan data dan ke pencetak apabila diperlukan. Selain mengambil dari ADC, output pendeteksi gelombang R juga terus menerus dibaca oleh mikrokomputer dan juga ditampilkan pada layar..

Semua proses perintah konversi kepada ADC pengambilan data valid, deteksi munculnya gelombang R, dilakukan oleh mikrokomputer IBM PC-AT dengan melalui rangkaian interface.

Apabila program inisialisasi telah dilakukan, maka selanjutnya mikrokomputer IBM PC-AT telah siap melakukan kegiatan selanjutnya, misalnya membaca sinyal ECG, dimana data sinyal ECG yang telah dikonversikan menjadi sinyal digital ini dimasukkan dalam buffer memori setiap 1 layar dan apabila terjadi arrhythmia, data pada layar ini direkam pada piringan penyimpanan data bersama-sama dengan jenis arrhythmia serta waktu terjadinya arrhythmia.

Sedangkan untuk menghitung interval dari detak ke detak digunakan sinyal output yang diambil dari detektor gelombang R. Dengan diketahuinya interval dari satu detak ke detak berikutnya, maka akan dapat diketahui irama dari sinyal ECG yang selanjutnya akan dapat digunakan pula untuk mengetahui kelainan irama detak jantung

pasien (arrythmia), dimana kelainan ini dapat diketahui dengan cara membandingkan irama detak jantung pasien dengan irama baku yang telah ada.

### III.2. PERENCANAAN PERANGKAT KERAS

Perangkat keras yang direncanakan meliputi unit-unit sebagai berikut:

- Unit Catu Daya
- Unit Pendeteksi Gelombang R
- Unit Penguat sinyal ECG
- Unit Interface
- Unit ADC

Masing-masing unit di atas saling mendukung satu sama lain dan membentuk sistem yang nantinya dihubungkan dengan mikrokomputer IBM PC-AT melewati ISABUS.

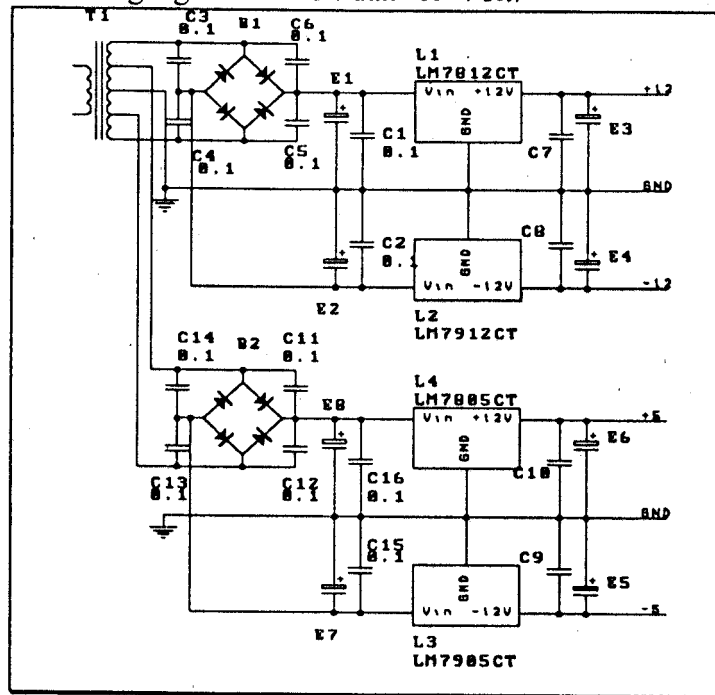
#### III.2.1 UNIT CATU DAYA

Unit ini berfungsi untuk memberikan catu daya ke seluruh alat. Suatu catu daya tak teregulasi biasanya tegangan outputnya banyak dipengaruhi oleh beban yang dicatu, untuk mendapatkan tegangan yang konstan diperlukan regulator tegangan. Regulator tegangan yang banyak dipakai untuk keperluan ini adalah Linear Voltage Regulator dan Switching Regulator. Dalam perencanaan ini digunakan Linear Voltage Regulator karena lebih sederhana dan cocok untuk pemakaian pada alat yang direncanakan.

Direncanakan tegangan supply untuk IC op-amp penguat instrumentasi pada blok penguat sinyal ECG menggunakan tegangan simetris +15 Volt dan -15 Volt, sedangkan yang digunakan pada blok pendeteksi gelombang R digunakan tegangan +5 Volt dan -5 Volt, serta tegangan untuk IC ADC AD574A digunakan tegangan +5

Volt, +15 Volt serta -15 Volt. Untuk kebutuhan catu daya pada Unit Modul Interface, digunakan tegangan yang sudah tersedia pada expansion slot pada IBM PC-AT.

Untuk keperluan memenuhi kebutuhan catu daya diatas digunakan IC regulator tegangan yang banyak digunakan yaitu IC LM7805 dan IC LM7905 untuk mencatu tegangan +5 Volt dan -5 Volt, dan pasangan IC LM7815 dan LM7915 untuk mencukupi kebutuhan tegangan +15 Volt dan -15 Volt.



Gambar 3.2

### Rangkaian Catu Daya

Digunakannya pasangan IC regulator tegangan IC LM78xx dan IC LM79xx dirasa sudah mencukupi karena arus keluaran maksimum dari pasangan IC LM78xx dan IC LM79xx adalah 500 mA, sedang kebutuhan satu IC op-amp, IC linear, dan IC CMOS kurang dari 50 mA setiap IC-nya. Sedangkan untuk mengurangi noise jala-jala, ripple output dan juga untuk mencegah interferensi dari gelombang elektromagnet yang berasal dari pemancar radio serta peralatan induktif digunakan 8 buah kapasitor

0,1 uF yang dipasang paralel dengan kedua dioda bridge, serta 8 kapasitor 0,1 uF lagi dipasang masing-masing pada input IC LM78xx dan pada output IC LM79xx.

### III.2.2 UNIT PENGUAT SINYAL ECG

Untuk menguatkan sinyal ECG yang mempunyai orde milivolt, maka digunakan konfigurasi penguat depan instrumentasi ditambah dengan penguat non inverting. Pemilihan penguat depan instrumentasi ini dipilih karena penguat ini sudah dikenal sangat stabil dan mempunyai impedansi input yang sangat tinggi, sehingga cocok digunakan untuk penguat depan.

Penguat instrumentasi U1 sampai U3 mempunyai penguatan tegangan  $A_v = (1 + 2/a) \cdot A_{diff}$ , dimana  $a$  adalah perbandingan antara  $R_3/R_2 = R_1/R_2$ ,  $(E_1 - E_2)$  adalah beda tegangan antara kedua input penguat sinyal ECG yang mempunyai konfigurasi penguat instrumentasi, dan  $A_{diff}$  adalah penguatan penguat differensial =  $R_6/R_5 = R_6/R_4$ , dan Sedangkan penguat non inverting (U4) mempunyai penguatan Tegangan  $A_{vni} = 1 + R_f/R_i$

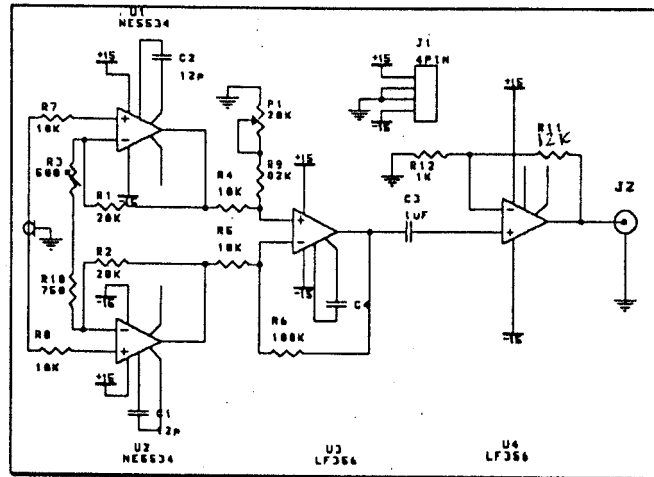
Pada penguat instrumentasi digunakan resistor  $R_3 = R_4 = 20K\Omega$ , sedangkan nilai dari  $R_2$  adalah antara  $750\Omega - 1250\Omega$ . Penguat U1 - U3 sehingga penguatan tegangannya ( $A_v$ ) berkisar  $1 + 2/(1250/2000) \cdot 10 =$  kali sampai  $1 + 2/(750/2000) \cdot 10 = 543$  kali. Penguatan penguat ini diatur pada penguatan 400 kali.

Sedangkan pada penguat differensial digunakan  $R_{11} = 12K$  dan  $R_{12} = 1K$ , sehingga penguatannya =  $1 + (12K/1K) = 13$  kali. Penguatan total dari penguat sinyal ECG adalah penguatan dari penguatan penguat instrumentasi dikalikan dengan penguatan penguat differensial.

Sehingga penguatan totalnya adalah  $400 \times 13 = 5200$  kali. Apabila sinyal ECG masuk ke input penguat sinyal ECG ini mempunyai besar maksimum 2 mV ( atau -2 mV), maka dikuatkan menjadi  $0.002 \times 5200 = 10,4$  Volt (atau -10,4 Volt), dan op-

amp U4 masih belum dalam keadaan saturasi.

Untuk menghilangkan komponen DC pada output penguat instrumentasi dan meneruskan komponen AC, maka digunakan kapasitor 1  $\mu$ F.



Gambar 3.3.

### Penguat Sinyal ECG

#### III.2.3 UNIT PENDETEKSI GELOMBANG R

Unit ini berfungsi untuk mendeteksi munculnya gelombang R, penguat ini terdiri beberapa bagian yaitu :

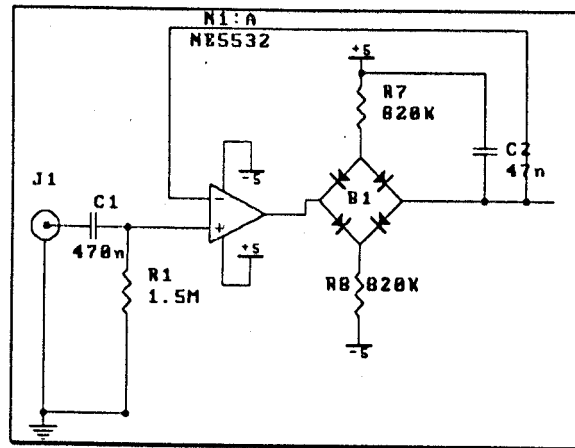
- Bagian Pacer Reject
- Bagian Filter Gelombang R
- Bagian Penyearah
- Bagian Sample and Hold dan Monostable Multivibrator
- Bagian pembangkit alarm

##### III.2.3.1 BAGIAN PACER REJECT

Bagian ini terdiri dari komponen aktif satu buah IC op-amp, empat buah dioda yang diforward bias yang membentuk rangkaian dioda bridge, setelah itu

terdapat kapasitor yang berfungsi membatasi slew rate.

Rangkaian ini berfungsi sebagai penolak dari sinyal yang berasal dari Pace Maker yang biasanya digunakan pada waktu Ventricular Fibrillation (gagal jantung).



Gambar 3.4

Rangkaian Pacer Reject

### III.2.3.2 BAGIAN FILTER

Rangkaian ini dirancang sebagai butterworth Band Pass Filter untuk melewati daerah frekuensi tertentu dari gelombang yang diperlukan, dan mengeliminasi frekuensi di atas dan di bawah daerah frekuensi tadi. Seperti yang disarankan oleh NASA dengan frekuensi pusat 17 Hz dan Q sebesar 3.37.

Dari data diatas  $f_c = 17 \text{ Hz}$ ,  $Q=3,3$ , maka

$$\begin{aligned}\omega_c &= 2 \pi f_c \\ &= 2 \cdot 3,14 \cdot 17 \\ \omega_c &= 106,8 \text{ rad/sec.}\end{aligned}$$

<sup>7</sup> Willis J. Tompkins And John G. Webster EDS. Design of Microcomputer-Based Medical Instrumentation, hal 404

Apabila  $C_3=C_4=C$ , maka digunakan rumus-rumus

$$B = \omega_r / Q$$

$$= 106,8 / 3,3$$

$$B = 32,36 \text{ rad/s}$$

Bila ditentukan  $C_1=C_2=C=0,022 \mu\text{F}$

$$R_2 = 2 / BC$$

$$= 2 / (32,36 \times 2,2 \times 10^{-8})$$

$$R_2 = 2,8 \text{ M}\Omega$$

Dipakai nilai resistor yang ada di pasaran, maka

$$R_2 = 2,7 \text{ M}\Omega$$

Bila ditentukan penguatan pada frekuensi pusat  $A_r = 4$ , maka :

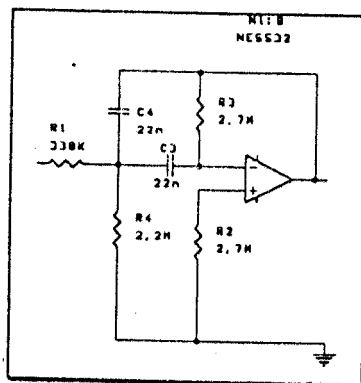
$$R_1 = R_2 / (2A_r)$$

$$= 2,7 \text{ E}^6 / (2.4)$$

$$R_1 = 337500 \Omega$$

Dipilih nilai resistor yang ada di pasaran, maka

$$R_1 = 330 \text{ K}\Omega$$



Gambar 3.5

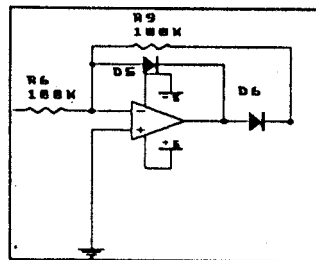
Rangkaian Bandpass Filter



### III.2.3.3 BAGIAN PENYEARAH

Rangkaian yang dipakai untuk penyearah ini adalah rangkaian penyearah setengah gelombang presisi, komponen yang dipakai adalah sebuah op-amp type CA 3140 dua buah tahanan dan dua buah dioda. Keistimewaan penyearah ini mampu menyearahkan tegangan masukan yang besarnya kurang dari 0,6 Volt, sehingga rangkaian ini mirip dengan dioda ideal hanya bedanya rangkaian ini membalik polaritas masukan positif yang disearhkannya.

Rangkaian penyearah setengah gelombang menggunakan nilai  $R_f = R_i$ . Pada rangkaian ini digunakan nilai  $R_6 = R_9 = R = 100K$ .



Gambar 3.6

Rangkaian penyearah

### III.2.3.4 BAGIAN SAMPLE AND HOLD DAN MULTIVIBRATOR MONOSTABLE

Setelah sinyal ECG yang telah dikuatkan melalui penyearah setengah gelombang maka sinyal ini dibandingkan oleh rangkaian komparator dengan sinyal yang telah di sample oleh rangkaian sample and hold sebelumnya.

Direncanakan 2 buah Monostale Multivibrator pada rangkaian ini, masing-masing mempunyai output 200 mS, dan 50 mS. Monostable pertama digunakan untuk menggerakkan output yang akan digunakan untuk menghidupkan alarm. Sedangkan Monostable kedua digunakan pada rangkaian sample and hold.

Kedua monostable multivibrator di atas memakai Dual Monostable Multivibrator IC 74LS123 yang banyak di pasaran. Untuk Monostable Multivibrator pertama N5: A diinginkan lebar pulsa 200 mS, maka bila  $R_s = 22\text{ K}\Omega$ , maka :

$$C_6 = tw / (0,45 \cdot R_{15})$$

$$= 0,2 / (0,45 \cdot 22000)$$

$$C_6 = 20,2\text{ }\mu\text{F}$$

Dipakai kapasitor yang banyak di pasaran, maka :

$$C = 22\text{ }\mu\text{F}$$

Sedang untuk Monostable Multivibrator kedua N5: B diinginkan lebar pulsa 50 mS, maka bila  $R_s = 10\text{ K}\Omega$ , maka :

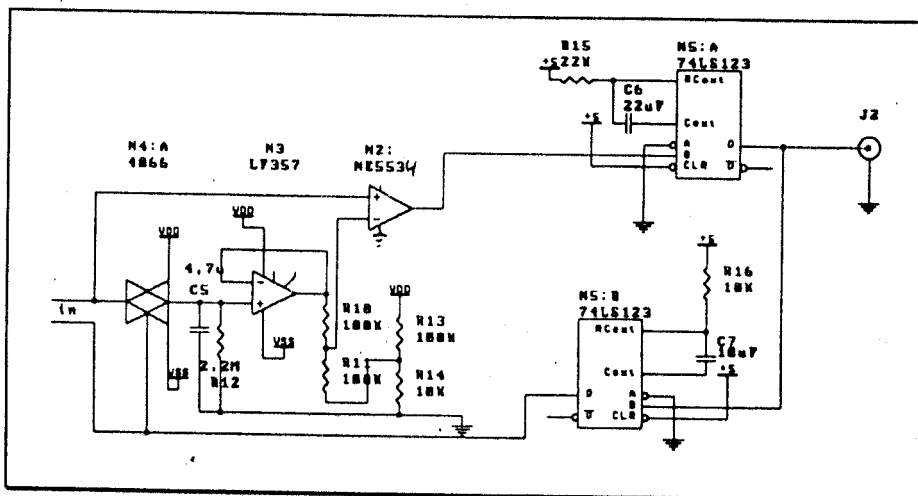
$$C_7 = tw / (0,45 \cdot R_{16})$$

$$C_7 = 0,05 / (0,45 \cdot 10000)$$

$$C_7 = 11,1\text{ }\mu\text{F}$$

Dipakai kapasitor yang banyak di pasaran, maka :

$$C_7 = 10\text{ }\mu\text{F}$$



Gambar 3.7

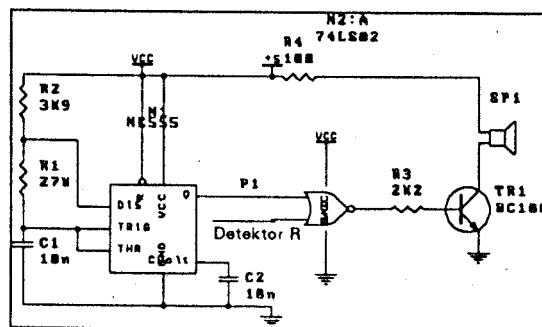
Rangkaian Sample and Hold

Monostable Multivibrator dan Komparator

### III.2.3.5 BAGIAN PEMBANGKIT ALARM

Bagian ini bertugas membangkitkan alarm apabila gelombang R ditemukan, yang berarti akan memperdengarkan secara audio akan detak jantung pasien. Output dari monostable multivibrator 200 mS dimasukkan ke input gerbang NOR sehingga apabila output monostable multivibrator low, maka nada tidak akan muncul.

Rangkaian ini sebenarnya adalah sebuah astable multivibrator ditambah gerbang NOR untuk mendisable nada yang masuk ke transistor. Nada alarm yang dibangkitkan oleh rangkaian ini adalah 2500 Hz.



Gambar 3.8

Rangkaian pembangkit alarm

### III.2.4 BAGIAN INTERFACE

Bagian interface adalah bagian yang berfungsi menghubungkan antara komputer sebagai bagian pemroses data dan bagian kontrol dengan bagian-bagian diluar komputer yang berfungsi sebagai rangkaian deteksi dan rangkaian pengambilan data.

Selain berfungsi sebagai penghubung antara komputer dengan peralatan yang berada di luarnya, bagian interface berfungsi pula sebagai pengaman komputer dari

pembebanan yang berlebihan pada data bus.

Ditentukan alamat rangkaian ADC adalah \$318, dimana pada alamat ini memang dicadangkan oleh IBM untuk digunakan sebagai rangkaian prototype<sup>8</sup>.

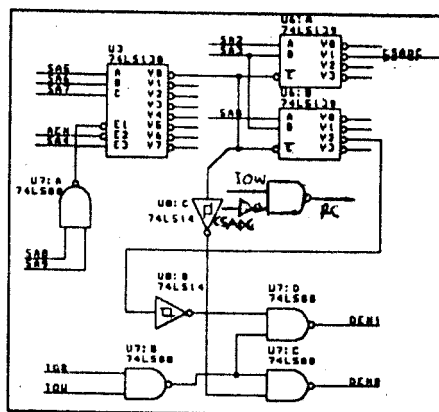
Tabel 3.1

Tabel pengalamatan rangkaian dekoding alamat

A9	A8	A7	A6	A5	A4	A3	A2	A1	A0	Alokasi
1	1	0	0	0	1	1	0	0	0	ADC

Dari tabel diatas diketahui alamat ADC adalah \$318.

Pada gambar dibawah (Gambar 3.10) terlihat rangkaian dekoder alamat pada bagian interface yaitu dengan input sinyal A0-A19, AEN, IOR dan IOW dan tabel pengalamatannya bisa dilihat pada tabel di bawah ini.

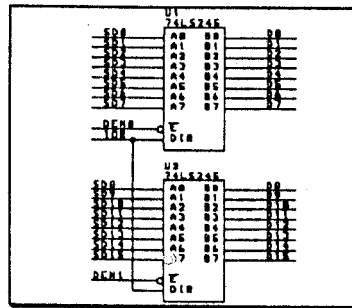


Gambar 3.9

#### Rangkaian Dekoder Alamat

Sedangkan pada gambar 3.11 terlihat rangkaian buffer data yang digunakan untuk menyangga data yang akan masuk ataupun keluar ke komputer, yang juga akan melindungi komputer dari beban berlebihan atau hubung singkat yang terjadi pada rangkaian ADC. Sebagai buffer data digunakan Octal Bus Transceiver 74LS245.

<sup>8</sup>IBM PC-AT Technical Reference, International Bussiness Machine, 1984, hal 1-28.



Gambar 3.10

Rangkaian Buffer Data

### III.2.5 BAGIAN ADC

Karena output dari penguat sinyal ECG adalah mempunyai keluaran yang besarnya positif dan negatif, maka ADC AD574 digunakan dalam mode bipolar.

Pada rangkaian gambar 3.12 terlihat input  $R/\overline{C}$  ADC dihubungkan dengan rangkaian timing, yang digunakan untuk mengatur lebar sinyal pembacaan dari komputer ke ADC. Lebar rangkaian timing ini tidak menjadi masalah, karena yang diambil hanya pada sisi naiknya saja. Untuk itu ditentukan waktu yang cukup cepat yaitu  $t_w 100 \text{ nS}$ . Apabila ditentukan  $R3 = 4K7$ , maka :

$$C3 = t_w / (0,45 \cdot R3)$$

$$C3 = 10^{-7} (0,45 \cdot 4700)$$

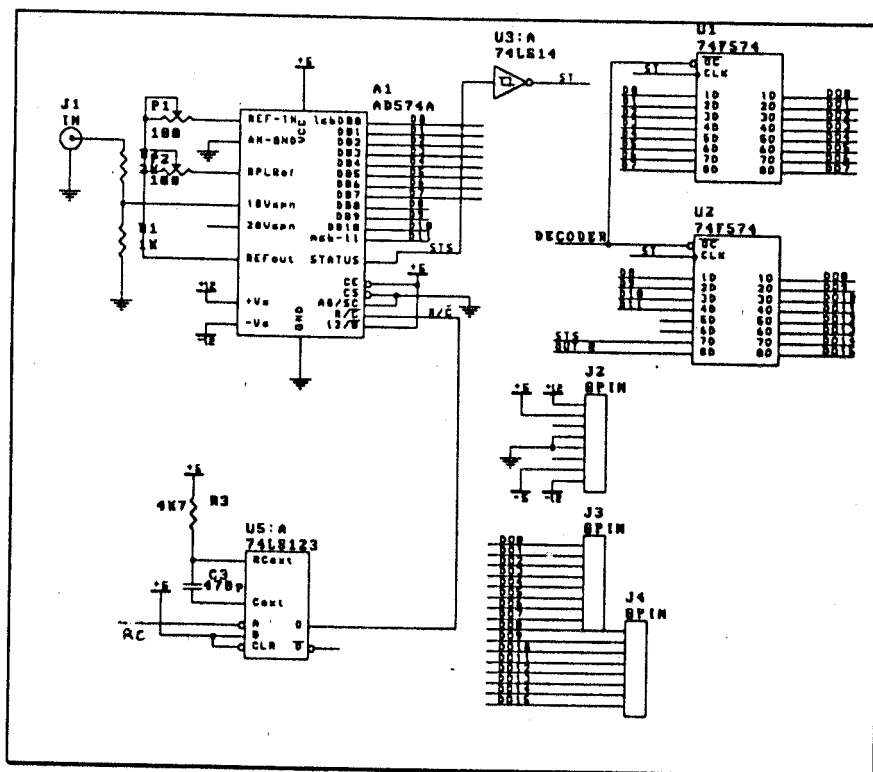
$$C3 = 47,28 \text{ pF}$$

Dipakai nilai  $C3 = 470 \text{ pF}$ .

Dalam mode hubungan bipolar ADC AD 574 dapat menerima tegangan -5 Volt sampai +5 Volt. Karena output dari op-amp berkisar -14 Volt ( $-V_{sat}$ ) sampai +14 Volt, maka untuk mengamankan ADC dari tegangan yang berlebihan, maka digunakan pembagi tegangan. Besar output pembagi tegangan ini harus mempunyai output tegangan maksimal 5 Volt dan minimal -5 Volt, maka rasio  $V_o/V_i = 5/14$ , maka

$R1/R2 = 5/11$ , apabila ditentukan  $R1 = 1 \text{ K } \Omega$ , maka  $R2 = 11/5 * 1 \text{ KW} = 2,2 \text{ K } \Omega$ .

Terlihat pula sinyal output status STS setelah dimasukkan ke schmitt trigger inverter 74LS14 dihubungkan dengan dua buah edge triggered data buffer 74LS574 untuk kemudian diambil datanya dengan memberi sinyal low pada kaki  $\overline{OE}$  pada alamat \$318. Setelah kaki  $\overline{OE}$  diberi sinyal low data sudah siap pada databus dan data yang dihasilkan sudah siap diproses oleh komputer.



Gambar 3.11

Rangkaian ADC

### III.3.1 PERENCANAAN SOFTWARE

Perangkat lunak (software) merupakan bagian pengatur sistem alat yang direncanakan secara keseluruhan. Perangkat lunak sistem menggunakan bahasa

pemrograman yang cukup dikenal dalam hal ini menggunakan Bahasa C, dimana selain mempunyai kemudahan-kemudahan seperti bahasa pemrograman yang lainnya, bahasa C ini mempunyai kompatibilitas sistem yang tinggi, dengan alasan-alasan inilah penulis menggunakan Bahasa C ini.

Perencanaan software yang direncanakan meliputi:

- Perencanaan program utama
- Perencanaan subprogram deteksi arrhythmia
- Perencanaan subprogram untuk merekam dan menampilkan gelombang ECG

### III.3.2 PERENCANAAN PROGRAM UTAMA

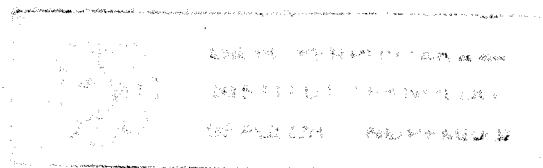
Perencanaan program utama terutama adalah merencanakan membuat suatu menu yang dapat untuk mengakses subprogram-subprogram yang akan dijalankan. Program utama yang direncanakan akan mengakses subprogram-subprogram melalui menu yang akan didahului dengan tampilan awal dari program.

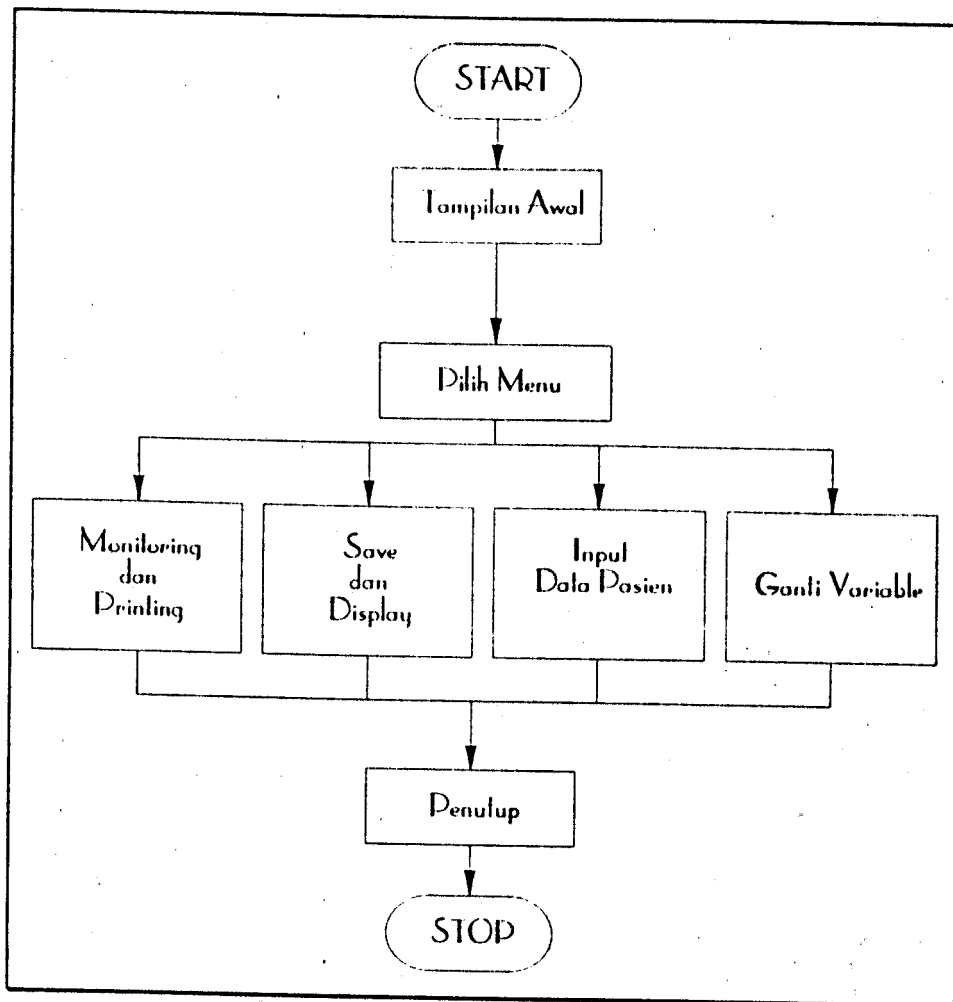
Apabila subprogram-subprogram telah selesai diakses melalui menu utama, diakhiri dengan tampilan penutup.

Sedangkan flowchart dari program utama yang direncanakan adalah seperti terlihat pada gambar 3.12.

### III.3.3. PROGRAM PENDETEKSI ARRHYTHMIA

Pada Dasar Teori telah ditentukan batas-batas perbedaan antara salah satu jenis arrhythmia, dalam definisinya dan dalam algoritma pendeteksiannya. Dari algoritma yang telah ada dikembangkan flowchartnya, sehingga nantinya dari flowchart ini dapat dibuat program yang sesuai. Flowchart program arrhythmia yang direncanakan seperti terlihat dalam gambar 3.13. sampai dengan gambar 3.15.



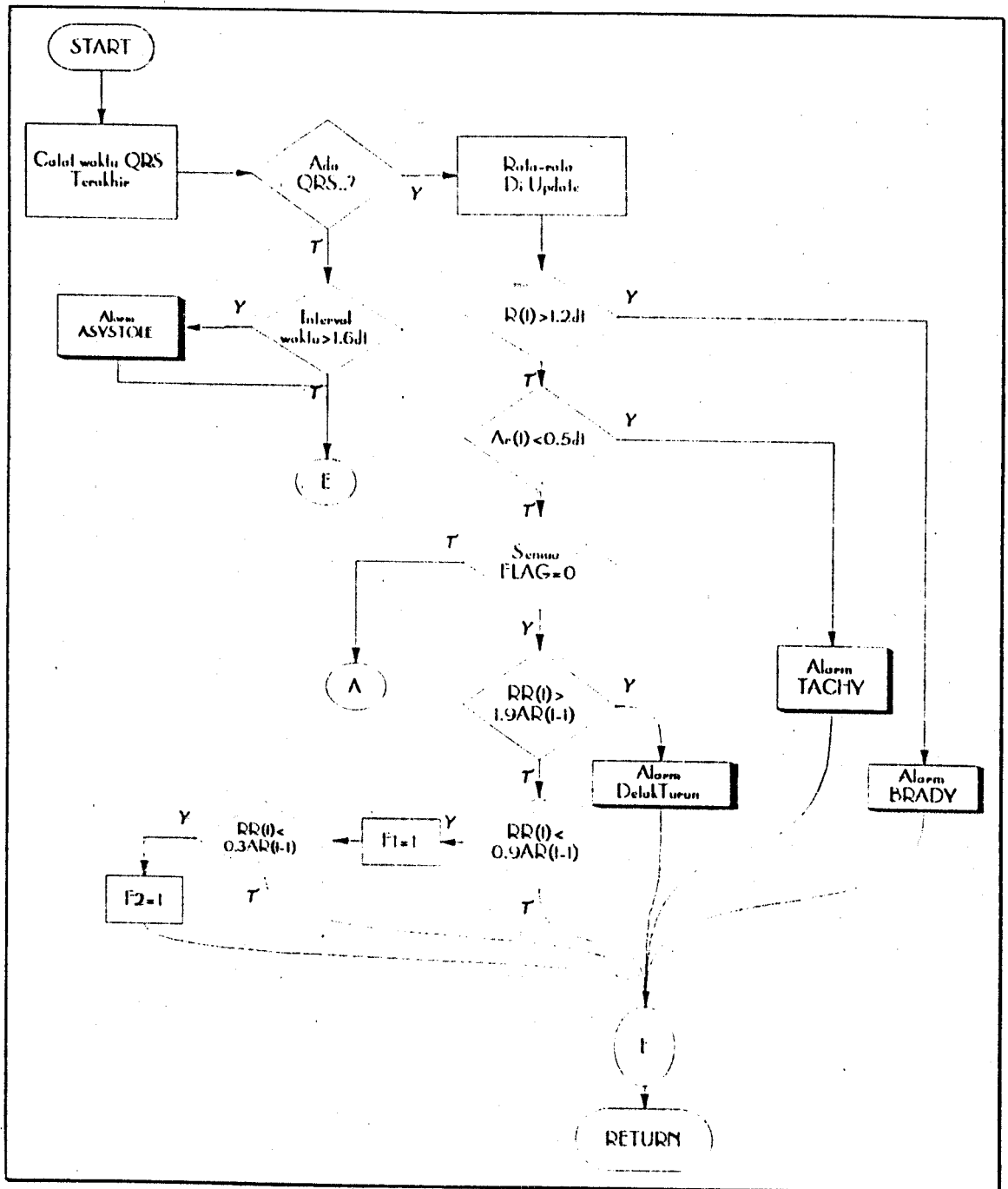


Gambar 3.12

## Flowchart Program Utama

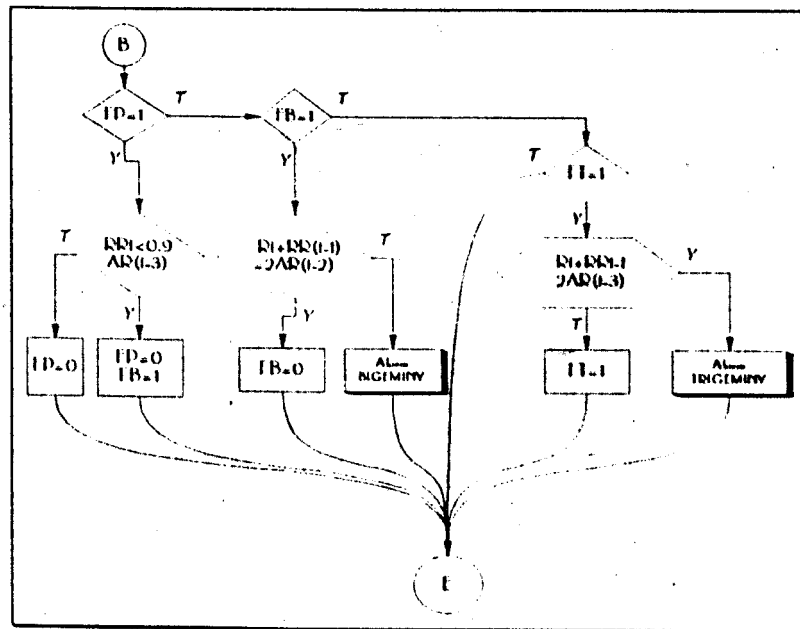
Dengan berpedoman Flowchart yang ini, diterjemahkan dalam bahasa pemrograman yang dikehendaki.





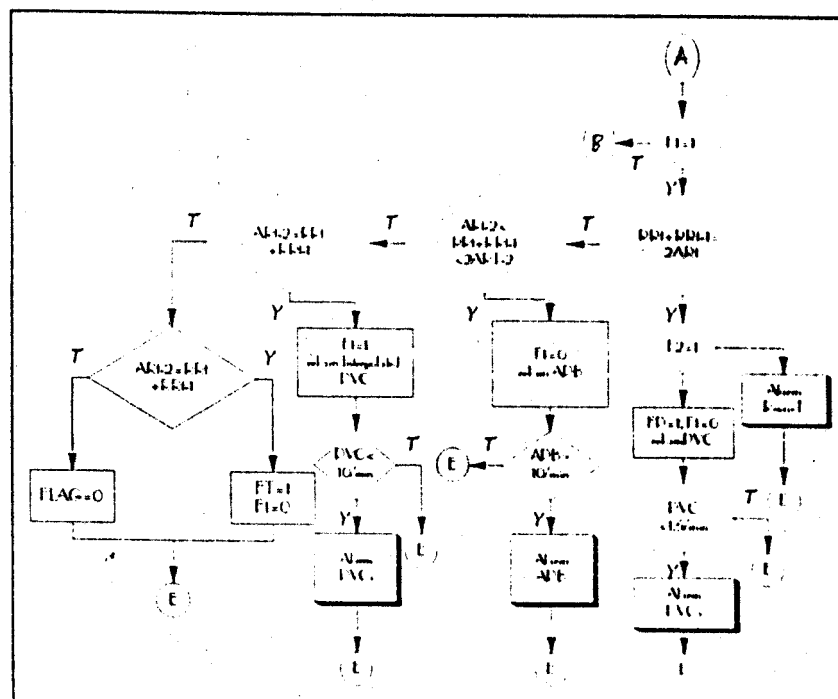
Gambar 3.13

Subprogram Deteksi Arrhythmia



Gambar 3.14.

### Subprogram Deteksi Arrhythmia (lanjutan)



Gambar 3.15.

### Subprogram deteksi arrhythmia (lanjutan)

### III.3.4. SUBPROGRAM UNTUK MEREKAM DAN MENAMPILKAN GELOMBANG ECG

Untuk merekam gelombang ECG, setelah data diambil dari ADC, lalu dilihat pula output dari pendeteksi gelombang R yang merupakan data digital, apabila output dari pendeteksi gelombang R merupakan sisi naik (raising edge), maka dicatat waktu terjadinya sisi naik tersebut, terus-menerus secara bergantian data dari ADC dan keluaran output pendeteksi gelombang R diambil, sampai keluaran output pendeteksi gelombang R merupakan sisi naik lagi, setelah output selanjutnya dari pendeteksi gelombang R merupakan sisi naik, dicatat interval waktu dari kedua sisi naik tadi. Demikian apabila ada sisi naik lagi dicatat waktunya dan dicari interval selanjutnya. Tetapi bila tidak timbul sisi naik dari output pendeteksi gelombang R, waktu akan dicatat, bila melebihi 1.6 detik, di monitor akan muncul peringatan asystole (tidak ada detak).

Interval waktu antara detak ke detak (munculnya gelombang R) dicatat dan dimasukkan dalam buffer `rrt[0]` sampai `rrt[7]` dimana `rrt[0]` adalah interval waktu antara detak ke detak terakhir, tanda di dalam kurung berarti  $n$  interval sebelumnya, jadi `rrt[1]` adalah satu interval sebelumnya dan `rrt[7]` adalah 7 interval sebelumnya.

Setelah diketahui waktu antara detak ke detak dihitung waktu rata-rata untuk 8 detak, misalnya `rr[0]` sampai `rr[7]` dijumlah lalu dibagi 8 menghasilkan `art[0]`, seperti keterangan di atas koefisien dalam kurung berarti  $n$  rata-rata interval sebelumnya.

`Rrt[n]` dan `art[n]` adalah kedua variabel utama yang dipakai untuk mendeteksi arrhythmia. Kedua variabel ini digunakan sebagai kunci untuk pembandingan serta menentukan kelainan akan irama detak jantung yang terjadi.

### III.3.5. SUBPROGRAM UNTUK MENYIMPAN DAN MENGAMBIL DATA KE DISK

Pada subprogram penyimpanan data ini data ECG dari pasien diambil sebanyak 600 byte beserta 1 byte data tentang irama detak pasien, apakah detaknya normal

ataupun tidak, setelah menekan tombol keyboard, perekaman ke piringan penyimpanan data dilaksanakan, dan data yang dihasilkan bisa diambil kembali dengan memasukkan nama file yang akan ditampilkan ke layar.

Juga pada pengambilan data, data ECG yang telah disimpan tadi diambil dengan format yang sama seperti pada waktu menyimpan dan ditampilkan kembali ke layar beserta data tentang irama detak pasien serta tanggal terjadinya.

## **BAB IV**

# **PENGUJIAN DAN PENGUKURAN**

---

Sebelum melakukan pengujian secara keseluruhan, maka dilakukan pengujian bagian per bagian, untuk memeriksa apakah semua bagian bekerja dengan baik, setelah semua bagian berjalan normal, maka dilakukan pengukuran serta dilakukan kalibrasi rangkaian.

### **IV.1. KALIBRASI RANGKAIAN**

Bagian-bagian yang perlu dikalibrasi adalah :

1. Penguat instrumentasi
2. ADC

#### **IV.1.1. KALIBRASI PENGUAT INSTRUMENTASI**

Penguat instrumentasi dikalibrasi CMRR (Common Mode Rejection Ratio) dengan cara mengatur variable resistor yang ada pada input non inverting penguat differensial. Variable Resistor yang dipakai adalah dari jenis Multi turn, dimana mempunyai perbandingan antara sudut putar dan kenaikan resistansi yang cukup kecil sehingga layak digunakan untuk kalibrasi.

Langkah pengkalibrasian CMRR pertama-tama adalah dengan cara menempatkan input oscilloscope ke output U3 (LF356). Setelah oscilloscope diatur range tegangan dan dilanjutkan dengan menggabungkan ke dua input penguat instrumentasi U1 dan U2, lalu memasukkan input yang cukup kecil yaitu sebesar 10mV sehingga tidak cacat, lalu dilanjutkan dengan mengatur variable resistor P1.

Variable resistor ini diatur sehingga output pada oscilloscope besarnya menjadi minimal, pengaturan dilakukan lagi dengan besar sinyal input yang berbeda-beda untuk memperbesar ketelitian.

#### IV.1.2. KALIBRASI ADC

Pertama-tama dilakukan test baca pada ADC, bila test baca berhasil. Setelah test ini dilakukan, maka ADC kemudian diberi tegangan input DC dengan power supply yang stabil, pada tegangan input DC ini output numerik ADC seharusnya tidak berubah.

Test selanjutnya adalah sebagai berikut : mula-mula ADC diberi input tegangan -5,00 V, terlihat pada output ADC data tegangan pada output ADC adalah 80 (mula-mula), berarti offset ADC belum tepat (offset merupakan tegangan penambah pada ADC), lalu multiturn pada Bip off (bipolar offset) diputar sampai diperoleh 00H-001H, kemudian diberi tegangan input 0,000 Volt (GND) diperoleh data sekitar 2046, berarti gain ADC kurang tepat. Seharusnya gain ADC terbaca 2048 (800H), untuk menempatkan pada 2048 ini, maka diputar multiturn Ref In (Reference In) sampai penunjukan pada 2048 (800H). Lalu untuk meyakinkan ini input perlu diberi tegangan +5 Volt dan multiturn Ref In diputar sampai penunjukan FFEH-FFFH.

#### IV.2. PENGUKURAN ALAT

Pengukuran alat dilakukan pada komponen ADC, dimana ini perlu dilakukan untuk mengetahui berapa kesalahan maksimum yang terjadi pada komponen ADC. Pengukuran ini dilakukan dengan menghubungkan output dari ADC pada digital voltmeter yang mempunyai tingkat kepresisian tinggi. Pengukuran komponen ADC telah dilakukan dan hasilnya terlihat seperti pada tabel 4.1 berikut.

Tabel 4.1

Hasil pengukuran pengujian ADC

TEGANGAN INPUT ADC (mV)	OUTPUT ADC	SELISIH
-5000	-4991.3	8.7
-4500	-4493.8	6.2
-4000	-3994.7	5.3
-3500	-3494.8	5.2
-3000	-2995.7	4.3
-2500	-2496.7	3.3
-2000	-1997.3	2.7
-1500	-1497.5	2.5
-1000	-997.9	2.1
-500	-497.8	2.2
0	2.4	2.4
500	501.9	1.9
1000	1002.4	-2.4
1500	1502.7	-2.7
2000	2003.0	-3.0
2500	2503.2	-3.2
3000	3003.4	-3.4
3500	3504.5	-4.5

TEGANGAN INPUT ADC (mV)	OUTPUT ADC	SELISIH
4000	4005.0	-5.0
4500	4506.2	-6.2
5000	5007.1	-7.1



# **BAB V**

## **PENUTUP**

---

### **V.1 KESIMPULAN**

Setelah dilakukan pembahasan dari bab bab sebelumnya dalam Tugas Akhir ini dapat diambil kesimpulan :

1. Akuisisi data ECG pada pasien menggunakan ADC 12 bit AD 574 sudah sangat mencukupi, akurasi data sudah cukup bagus, tetapi apabila digunakan untuk keperluan komersial, mungkin akan kurang begitu menguntungkan karena harga ADC 12 bit yang berakses cukup cepat, harganya mahal, dan mungkin untuk ADC 8 bit dengan kecepatan yang sama harga komponennya akan jauh lebih murah.
2. Untuk komputer pengontrol akuisisi data pada tugas akhir ini digunakan komputer IBM PC AT dengan bus data 16 bit, data yang diambil pada akuisisi data ini cukup bagus dan teliti, tetapi apabila digunakan untuk monitor arrhythmia yang sesungguhnya atau untuk kepentingan komersial maka akan lebih baik apabila menggunakan komputer IBM PC XT sebagai pengontrol sistem akuisisi data karena akan lebih sedikit biaya yang akan dikeluarkan.
3. Alat ini selain sebagai pendeteksi arrhythmia juga sangat cocok untuk monitoring penyakit jantung pada ruang gawat jantung, yang biasanya berada di samping setiap pasien gawat jantung. Untuk ukuran harga suatu alat kedokteran alat yang kami buat ini berharga cukup murah. Apabila ditempatkan pada ruang gawat jantung CCU (Cardiac Care Unit), akan sangat tepat, karena walaupun pasien yang berpenyakit jantung cukup banyak, tetapi menurut pengalaman kerja praktek yang telah kami lakukan biasanya ruangan CCU berpenghuni tidak banyak (maksimum 5 orang), jadi kebutuhan alat ini tidak banyak, dan

untuk menempatkan alat ini pada ruang CCU akan cukup beralasan.

## V.2 SARAN SARAN

Saran saran yang diharapkan dapat berguna untuk penggunaan atau pengembangan lebih lanjut adalah sebagai berikut :

1. Penggunaan pasangan kertas berskala dan bubble/desk jet printer atau kertas termal dan stylus akan lebih mengakuratkan penyajian data yang didapat dari akuisisi data.
2. Penggunaan standart ECG 12 Lead yang telah biasa digunakan akan lebih memudahkan analisa.
3. Penggunaan perekam semi otomatis sebagai kelanjutan dari penggunaan standart ECG 12 Lead yang akan merekam ECG berturut turut pada kanal yang berbeda setiap beberapa waktu tertentu seperti sudah banyak digunakan pada alat ECG komersial akan lebih memudahkan pemakaian.
4. Untuk penggunaan secara komersial diperlukan monitor khusus yang cukup kecil sehingga bentuknya kompak.

## DAFTAR PUSTAKA

---

1. Hall, Douglas V., "MICROPROCESSOR AND INTERFACING : Programming and hardware", McGraw-Hill Inc, Singapore, 1986.
2. Coughlin, Robert F., Frederick F. Driscoll, dan Herman W. Soemitro (penterjemah), "PENGUAT OPERASIONAL DAN RANGKAIAN TERPADU LINEAR, Erlangga, Jakarta, 1985.
3. -----, OPERATOR'S MANUAL, ECG ANALYSIS GUIDE FOR ECG-8000 SERIES, Nihon Kohden Corporation, 1987.
4. -----, SERVICE MANUAL, ECG ANALYSIS GUIDE FOR ECG-8000 SERIES, Nihon Kohden Corporation, 1987.
5. Dr Moedjono, Dr Bambang Budi Soesetyo, ILMU FAAL II, buku pegangan kuliah ILMU FAAL UNAIR.
6. Webster, John G., (editor), MEDICAL INSTRUMENTATION : Application and design, Houghton Mifflin Company, Boston, 1978.
7. Tompkins, Willis J and Webster, John G., "DESIGN OF MICROCOMPUTER-BASED MEDICAL INSTRUMENTATION", Prentice-Hall, Englewood Cliff, New Jersey, 1981.
8. Mohamad Saleh, "DASAR-DASAR ELEKTROKARDIOGRAFI", C.V Libra Jaya Press, Surabaya, 1979.
9. Schildt, Herbert, "BORN TO CODE IN C", R.R. Donnelley & Sons Company, Crawfordville, Indiana.

```

#include "graphics.h"
#include "math.h"
#include "dos.h"
#include "conio.h"
#include "stdio.h"
/*
#define RED 12
#define BLUE 9
#define GREEN 10
#define WHITE 15*/

#define SINGLE 0
#define DOUBLE 1
#define QUAD 2

unsigned char aritmia[15]="NORMAL";
float art[5];/* rata-rata 8 interval ke t-m*/
float rrt[8];/* interval ke t-n*/
unsigned char pvc,pvci,apb;
unsigned char flag,uflag;/*int,0,0,ft fb,fp,f2,f1*/
unsigned char sflag;/* untuk proses flag */
struct time waktu_ecg; /* timer untuk ecg */
char kunci;/* untuk penekanan tombol */

int maxx,maxy,data;
int i,zz,j;/*general counter*/
int awali,akhiri,hilangi;/* untuk proses ECG */
char nama[]="Canaria Agus Palmer";
char umur[3]="26";
char judul[]="Electrocardiograph";
char irama[]="Normal";
char beat[3]="80";
char skala[5]="0";
char f1[10]="F1=Load";
char f2[10]="F2=Save";
char f3[10]="F3=Disp";
char f4[10]="F4=Exit";
char f5[10]="F5=Mode";
char ket[25]=" AVG BTB Arythmia";
unsigned char total,fprint,jenis=10; /*jumlah total arrythmia terjadi */
unsigned char data_ecg[610];
FILE *pointer_ke_file;
char *nama_file;

/* void record();
void kotak();
void QRS();
void initvar();
void geser_data(int x);
void string();
void char_total();
void pilih(); */

void print(char ch);

```

```

void set_graphics(int cols, int density);
void reset(void);
void print_scr(int startx, int starty, int endx,
int endy, int pagex, int pagey, int density);
void mode(int mode_code);
void putpoint(int x, int y, int color, int how);
char getpoint(int x, int y);
char getkey(void);
void box(int startx, int starty, int endx, int endy,
int color, int how);
char far *egabase;

#define t 10
#define SEGX t*6
#define SEGY 50

int main()
{
    unsigned char simpan; /* prosedur print_scr */
    char k;
    int driver=DETECT, modus, errcode;
    /*unsigned char simpan;*/
    /*union inkey{char ch[2];int i;} c;*/

    uflag=0x00, flag=0x00;
    egabase = (char far *) MK_FP(0xA000,0000); /* milik print_scr */
    total=0;

    string();
    initvar();
    initgraph(&driver, &modus, "");
    errcode=graphresult();
    if(errcode!=0)
    {
        printf("grafik error");
        exit(1);
    }

    maxx=getmaxx();
    maxy=getmaxy();
    kotak();
    setcolor(WHITE);
    i=0;
    /*while(!kbhit())*/

    for(;;)
    {a:
        moveto(0, simpan);
        data=inport(0x318);
        simpan=data>>4;
        data_ecg[0]=data;
        delay(t);

        /*for(i=0; i<=599; i++)*/
        while(!kbhit())

```

```

{
    data=inport(0x318);
    if(kunci=='e')goto f;

    /* bila int=0 dan int baru=1*/
    zz=data&0x8000;sflag=uflag&0x80;
    if((sflag==0)&&(zz!=0))/* bila ada raising edge */
    {akhiri=i;gotoxy(58,2);printf("%3.0f ",48./art[0]);
        if(akhiri>awali)
            {gotoxy(63,2);printf(" %03d %s",4800/(akhiri-awali),aritmia);geser_d
);QRS();}
        else
            {gotoxy(63,2);printf(" %03d %s",4800/(akhiri+600-awali),aritmia);g
data(800);QRS();}

    }
    else /*bila tdk ada raising edge*/
    {if(i>akhiri){hilangi=i-akhiri;}
        else {hilangi=i+600-awali;}
        if (hilangi>150){strcpy(aritmia,"ASYSTOLE ");jenis=0;fprint=1;gotoxy
);printf(" %s",aritmia);}
    }
    data_ecg[i]=data/16;
    if((data&0x8000)!=0){uflag|=0x80;}
    else{uflag&=0x7f;}
    zz=data_ecg[i];
    setviewport(1,40,599,279,1);/*viewport atas*/
    if(i!=1)
    {moveto(i-1,data_ecg[i-1]);}
    else{putpixel(0,simpan,WHITE);} /* bila =1 */
    lineto(i,zz);
    if(i==599)
        {/*simpan=data_ecg[599];*/setviewport(1,40,599,279,1);clearviewport(
        setviewport(1,299,599,438,1);clearviewport();
        }
    j=getbkcolor();
    if((uflag&0x80)!=0x00){setcolor(WHITE);
        outtextxy(200,8,"Beat");
        setviewport(1,299,599,439,1);/*viewport bawah*/
        putpixel(i,91,WHITE);moveto(i,zz);}
    else
    {/*setcolor(j);*/setcolor(BLACK);
        outtextxy(200,8,"Beat");
        setviewport(1,299,599,439,1);/*viewport bawah*/
        putpixel(i,41,WHITE);moveto(i,zz);
    }
    awali=akhiri;
    setcolor(WHITE);
    delay(t);
    i++;
    if(i==600){i=0;goto a;}
} /* end kbhit*/
goto f;
    if(jenis!=10){record();total+=1;char_total();}
} /* end for */
f:closegraph();
} /* end main */

```

```

geser_data(int x)
{
for(j=7;j>=1;j--)
{rrt[j]=rrt[j-1];if(j<5){art[j]=art[j-1];}}
rrt[0]=(x+akhiri-awali)/100.;
art[0]=0.;
for(j=0;j<=7;j++)
{art[0]+=rrt[j];}
art[0]/=8.;
}

initvar()
{
for(i=0;i<=7;i++)
{rrt[i]=0.8;
if(i<5)
{art[i]=0.8;}
}
}

QRS()
{
char f1,f2,fp,fb,ft;

if(art[0]>1.2)
{strcpy(aritmia,"BRADYCARDIA");jenis=1;fprint=1;goto e;}
else
if(art[0]<0.5)
{strcpy(aritmia,"TACHYCARDIA");jenis=2;fprint=1;goto e;}
else
if(flag!=0)
{{

if(f1==1)/* jika f1=1 */
{
if(rrt[0]+rrt[1]==2.*art[2])
{
if(f2==1)/* jika f2=1 */
{strcpy(aritmia,"R-on-T");jenis=3;fprint=1;goto e;}
else
{f1=0;fp=1; /*f1=0;fp=1*/
if(pvc>1.5*60)
{strcpy(aritmia,"P V C");jenis=4;fprint=1;goto e;}
else goto e;
}
}/* end b1==2art[2]*/
else
{
if((art[2]<rrt[0]+rrt[1])&&(rrt[0]+rrt[1]<2*art[2]))
{f1=0; /*f1=0*/
if(apb>10.*60.)
{strcpy(aritmia,"A P B");jenis=5;fprint=1;goto e;}
else goto e;
}/* end b3==1 */
else

```

```

{
  if(art[2]!=rrt[0]+rrt[1])
  {
    if(rrt[0]<0.9*art[2])
    {f1=0;ft=1;goto e; /*f1=0;ft=1*/
    }
    else
    {flag=0;goto e;
    }
  }
  else
  {f1=0;/*f1=0*/
  if(pvci<10.*60.)
  {strcpy(aritmia,"P V C I");jenis=6;fprint=1;goto e;
  }
  else goto e;
  }
}/* end b3!=1 */

}/* end b1==2art[2]*/
}/* end f1!=0 */
else/* f1=0 */
{
  if(fp!=1) /* if fp!=1 */
  {
    if(fb!=1) /* if fb!=1*/
    {
      if(ft!=1)/*if ft!=1*/
      {goto e;
      }
      else
      if((rrt[0]+rrt[1]+rrt[2])==2.*art[3])
      {strcpy(aritmia,"TRIGEMINY");jenis=7;fprint=1;goto e;
      }
      else
      {ft=0;goto e;/*ft=0*/
      }
    }
    else
    {if(rrt[0]+rrt[1]!=2.*art[4])
    {fb=0;goto e;}
    else
    {strcpy(aritmia,"BIGEMINY");jenis=8;fprint=1;goto e;}
    }
  }
  else
  if(rrt[0]<0.9*art[3])
  {fp=0;fb=1;goto e; /*fp=0;fb=1*/
  }
  else
  {fp=0;goto e;

```



```

    }
}
}

else /* flag=0*/
{
    if(rrt[0]>1.9*(art[1]))
    {strcpy(aritmia,"DROPPED BEAT");jenis=9;fprint=1;goto e;
    }
    else
    {
        if(rrt[0]<0.9*art[1])
        {f1=1;
        }
        }
        if(rrt[0]<art[1]/3.)
        {f2=1;
        }
        else{strcpy(aritmia,"NORMAL        ");fprint=1;}
        /*else goto e;
        else goto e;*/
e:if((f1||f2||fp||fb||ft)==0)flag=0;
}

```

```

kotak()
{
    int tengah;

    setcolor(WHITE);
    setlinestyle(0,0,3);
    rectangle(450,14,633,35);
    rectangle(0,0,maxx,maxy);
    setlinestyle(0,0,2);
    rectangle(1,39,599,279);
    rectangle(1,299,599,439);
    setfillstyle(SOLID_FILL,BLACK);
    floodfill(20,20,WHITE);

    setcolor(WHITE);
    setlinestyle(0,0,1);
    settextstyle(1,0,2);
    tengah=(maxx-textwidth(judul))/2;
    outtextxy(tengah,3,judul);
    /* segmen ordinat x */
    setlinestyle(0,0,1);
    for(i=0;i<=maxx;i+=60){
        line(i,maxy/2-200,i,maxy/2+200);
        itoa(i*t,skala,10);
        settextstyle(2,0,5);
        outtextxy(i+2,440,skala);
    }

    for (i=0;i<=maxx-40;i+=10)
    {line(i,maxy/2-200,i,maxy/2-198);

```

```

    line(i,maxy/2+200,i,maxy/2+198);
}

/* segmen ordinat y */
for(i=40;i<=maxy-200;i+=50){
    line((maxx-40)/2-300,i,(maxx-40)/2+300,i);
    itoa((i-40)*-64/50+256,skala,10);
    settextstyle(2,0,5);
    outtextxy(610,i-1,skala);
}
line((maxx-40)/2-300,i,(maxx-40)/2+300,i);

/* Bar */
line(0,455,640,455);
line(180,455,180,480);
line(420,455,420,480);
settextstyle(0,0,1);
outtextxy(10,460,nama);
outtextxy(60,470,umur);
/*
moveto(10,10);
outtextxy(10,5,f1);
outtextxy(10,14,f2);
outtextxy(10,23,f3);
outtextxy(90,5,f4);
outtextxy(90,14,f5);*/
setcolor(WHITE);
outtextxy(450,5,ket);

outtextxy(10,470,"Umur :");
outtextxy(80,470,"tahun");
/*outtextxy(200,460,"ECG      :");
outtextxy(290,460,irama);
outtextxy(200,470,"Heart rate:");
outtextxy(290,470,beat);*/
setlinestyle(0,0,1);
}

record()
{
    nama_file=(char *)calloc(20,sizeof(char));
    pointer_ke_file=fopen(nama_file,"wb");
    data_ecg[600]=jenis;
    for (i = 0; i <= 600; i++)
        fwrite(data_ecg+i, sizeof(unsigned char),1,pointer_ke_file);
    fclose(pointer_ke_file);
    jenis=10;      /* ECG normal */
}

char kode_nama[5];
char nomor[2]="00";

```

```

char ext[4]=".dat";
/*int alarm[10];*/
int tachy,brady;

string()
{
/*printf("Masukkan Kode File Pasien :");gets(&kode_nama);
printf("Masukkan Tachycardia : ");scanf("%i",&tachy);
printf("Masukkan Bradycardia : ");scanf("%i",&brady);*/

strcpy(kode_nama,"pasien");
/*
itoa(total,nomor,10);
strcat(kode_nama,nomor);*/
strcat(kode_nama,".dat");
strcpy(nama_file,kode_nama);
/*char_total();*/
/*printf(" Nama+nomor+ext : %s %i %i",kode_nama,tachy,brady);
getch();*/}

char_total()
{
itoa(total,nomor,10);
strcat(kode_nama,nomor);
strcat(kode_nama,".dat");
strcpy(nama_file,kode_nama);
}

void print_scr(int startx, int starty, int endx, int endy,
int pagex, int pagey, int density)

{ register int i,x,y,px;
int cols,color,sum;

endx++;endy++;
cols=endx-startx;

for(;pagey>=0;pagey--) print('\n');

for(y=starty;y<endy;y+=8){
for(px=0;px<pagex;px++) print(' ');
set_graphics(cols, density);
for(x=startx;x<endx;x++){
sum=0;
for(i=0;i<8;i++){
if(y+i<endy){
color=getpoint(x,y+i);
if(color) sum += 1<<(7-i);
}
}
print(sum);
}
print('\n');
}
}

```

```

void set_graphics(int cols, int density)
{
union{
unsigned char c[2];
unsigned int i;
}u;
char den_code;

u.i =cols;

switch (density){
case SINGLE :den_code =75;
break;
case DOUBLE :den_code =76;
break;
case QUAD :den_code = 90;
break;
}

print(27); print(65);print(8);
print(27); print(den_code); print(u.c[0]);print(u.c[1]);
}

void reset(void)
{
print(27); print(64);
}

void print(char ch)
{
/*#ifdef TURBOC*/
biosprint(0,ch,0);
/*#endif
#ifdef MICROSOFTC
_bios_printer(0,0,ch);
#endif*/
}

void mode(int mode_code)
{
union REGS r;

r.h.al=mode_code;
r.h.ah=0;
int86(0x10,&r,&r);
}

char getpoint(int x, int y)
{
union REGS r;
r.h.ah=13;
r.x.dx=y;
r.x.cx=x;
r.h.bh=0;

```

```

int86(16,&r,&r);
return r.h.al;
}

```

```

void putpoint (int x, int y, int color, int how)
{union REGS r;
if (how==0x18) color = color | 128;
r.h.bh = 0;
r.h.ah = 12;
r.h.al = color;
r.x.dx = y;
r.x.cx = x;
int86(16,&r,&r);
}

```

```

/*

```

```

#define ENABLE 0x0F
#define INDEXREG 0x3CE
#define VALREG 0x3CF

```

```

#ifdef TURBOC
#define OUTINDEX(index,val) outp((INDEXREG),(index));\
outp((VALREG),(val));
#endif
#ifdef MICROSOFTC
#define OUTINDEX(index,val) outp((INDEXREG),(index));\
outp((VALREG),(val));
#endif

```

```

#define WIDTH 80L
#define XMIN 0
#define YMIN 0

```

```

void putpoint(int x,int y,int color,int how)
{register unsigned char mask = 0x80;
register char far *base;
unsigned dummy;

```

```

base=(char far*)(egabase+((long)y*WIDTH+(long)x/8L));
mask>>=x%8;
dummy=*base;

```

```

OUTINDEX (0,color);
OUTINDEX(1,ENABLE);
OUTINDEX(3,how);
OUTINDEX(8, mask);

```

```

*base=1;

```

```

OUTINDEX(0,0);
OUTINDEX(1,0);
OUTINDEX(3,0);
OUTINDEX(8,0xff);
} /*

```

```

void box(int startx,int starty,
int endx,int endy,int color,int how)
{register int x,y;
  for(x=startx;x<endx;x++)
    putpoint(x,endy,color,how);
  for(y=starty;y<endy;y++)
    putpoint(endx,y,color,how);
  for(x=startx;x<endx;x++)
    putpoint(x,starty,color,how);
  for(y=starty;y<endy;y++)
    putpoint(startx,y,color,how);
}

char getkey(void)
{
union key{
  int i;
  char ch[2];
} k;

#ifdef TURBOC
  k.i=bioskey(0);
#elseif
#ifdef MICROSOFTC
  k.i=_bios_keybrd(0);
#elseif
  return k.ch[1];
}

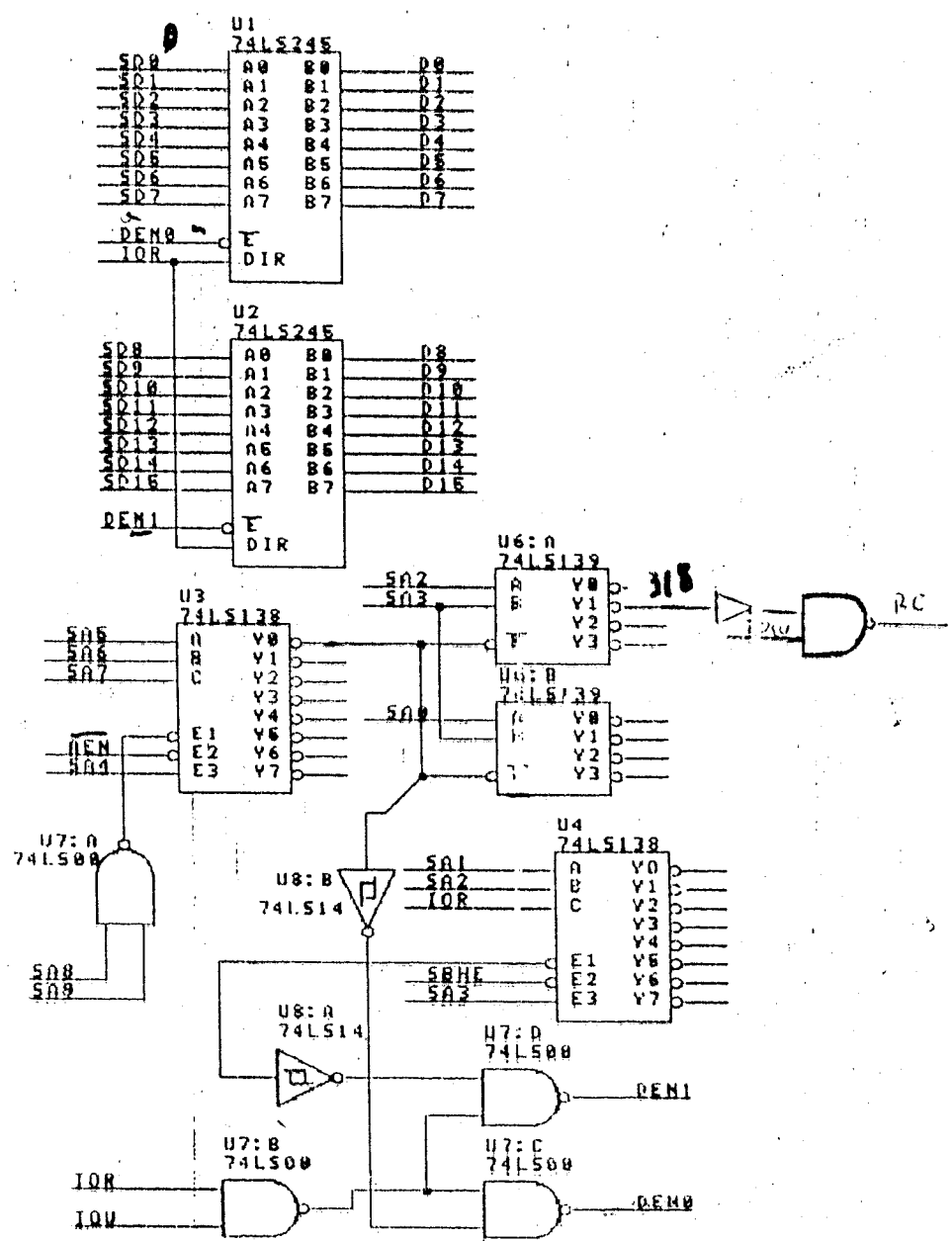
```

3

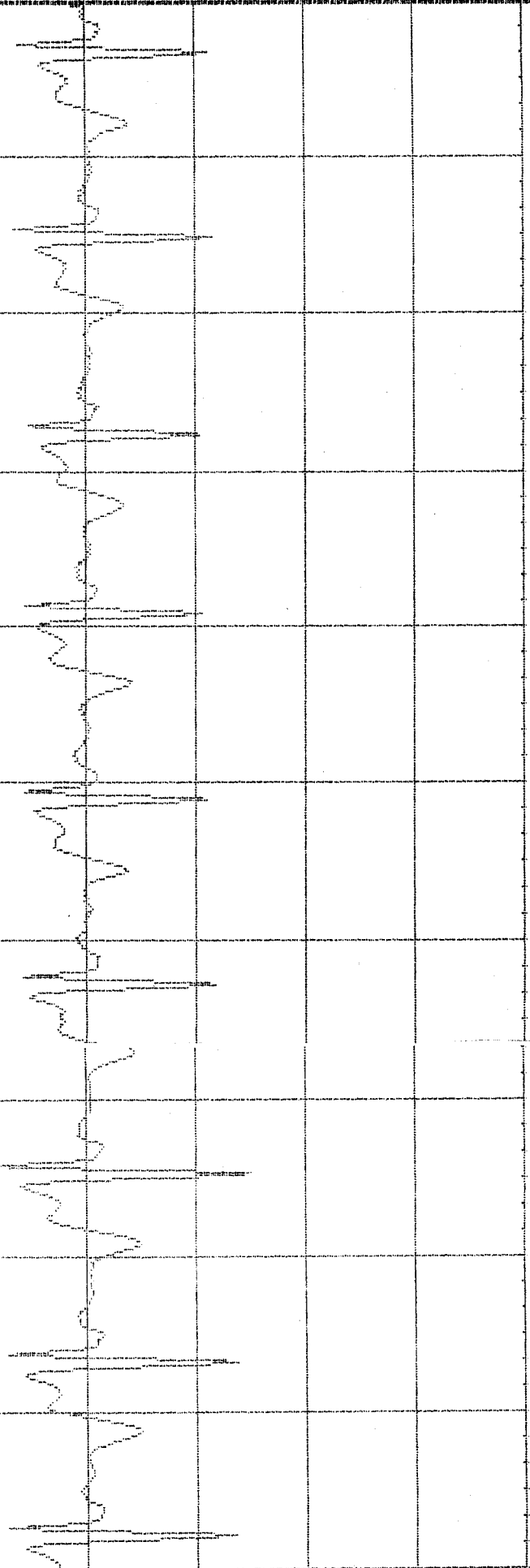
1

8

A9	A8	A7	A6	A5	A4	A3	A2	A1	A0	ALOKASI
1	1	0	0	0	1	1	0	0	0	APC



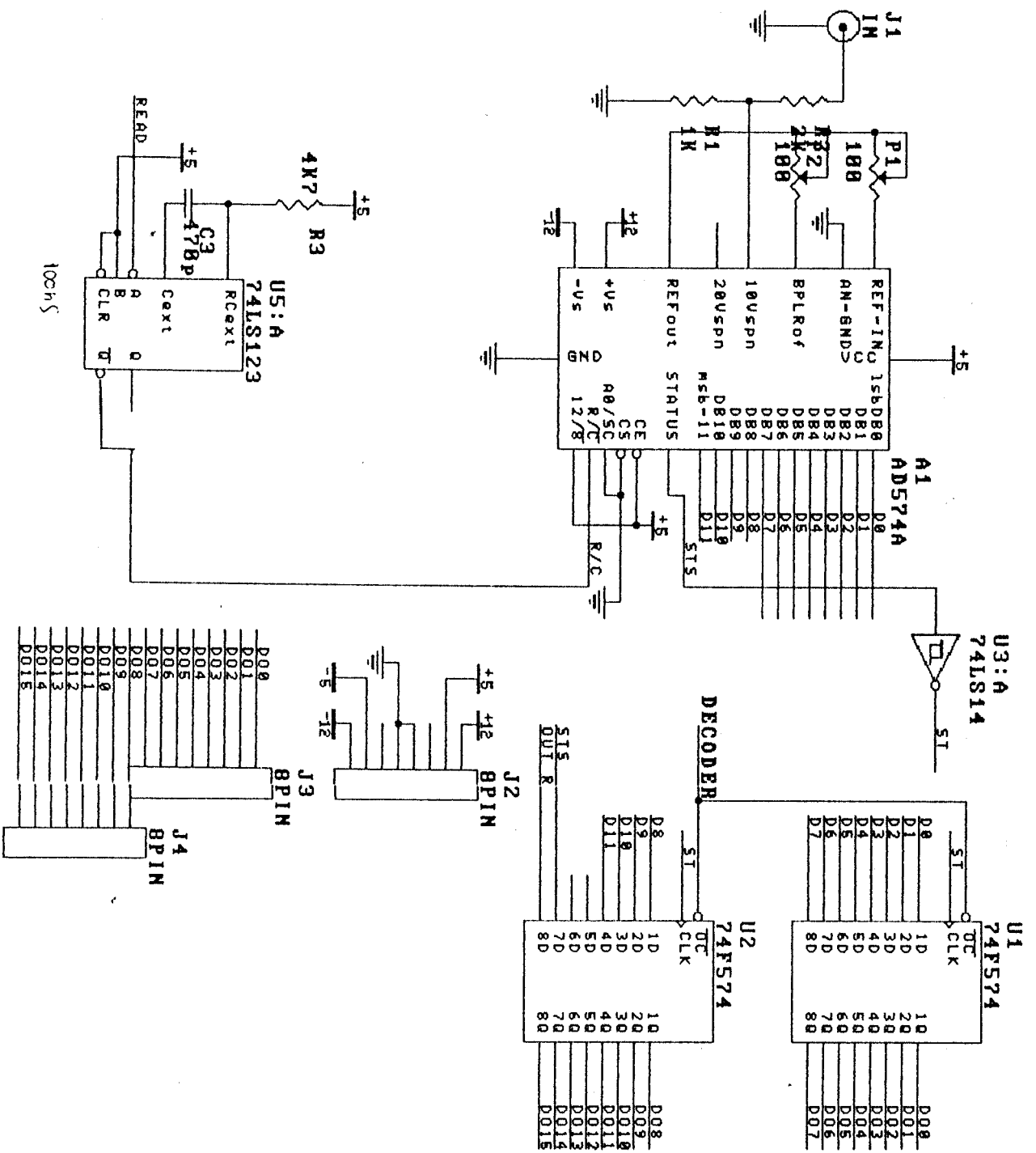
# Electrocardiograph

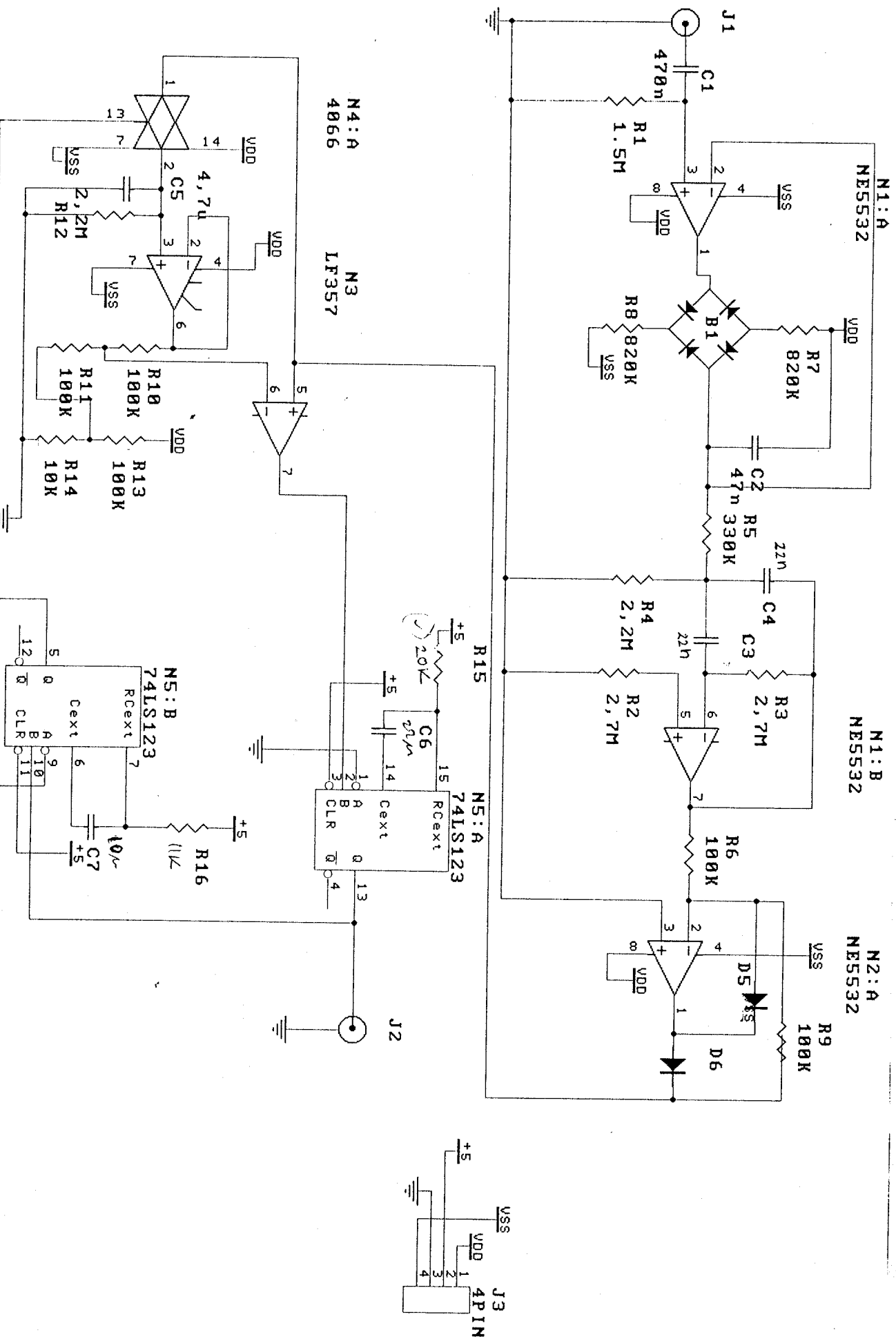


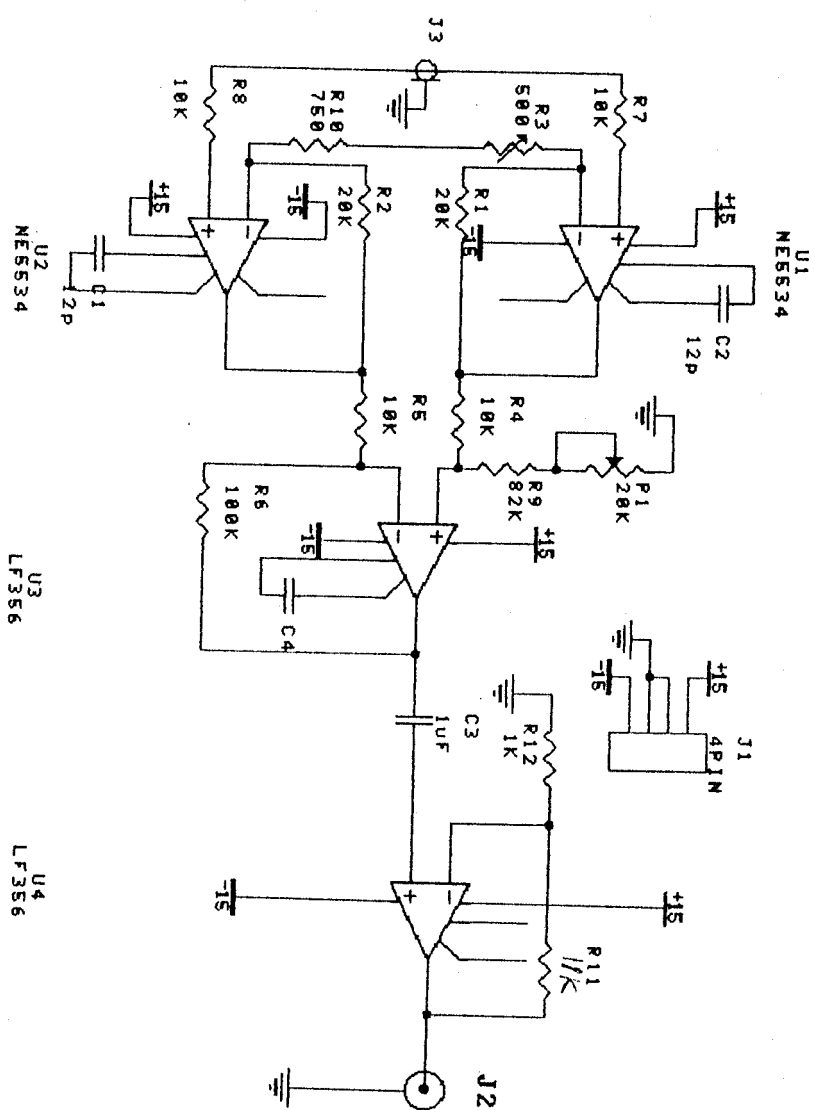
0 600 1200 1800 2400 3000 3600 4200 4800 5400 6000

Canalis Musus Palmer









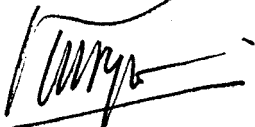
14 DEC 1993

Fakultas Teknologi Industri  
Jurusan Teknik Elektro - ITS

TUGAS AKHIR (CEE1799)

Nama : Canaria Agus Palmer  
Nomer Pokok : 2882200999  
Bidang Studi : Elektronika  
Dosen Pembimbing : 1. Ir. Karyadi Msc  
2. Ir. Hendra Kusuma  
Judul : Akuisisi data ECG yang diinterfacekan ke IBM  
PC untuk mendeteksi arrythmia.  
Uraian Tugas Akhir : Akuisisi data dan deteksi ECG sewaktu terjadi  
arrythmia sangat diperlukan bagi dokter dan  
perlu disimpan di disket dan ditampilkan pada  
monitor.

Pembimbing I



(Ir. Karyadi Msc)  
Nip 130520754

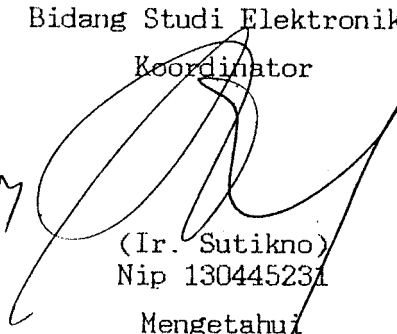
Pembimbing II



(Ir. Hendra Kusuma)  
Nip 131846104

Menyetujui

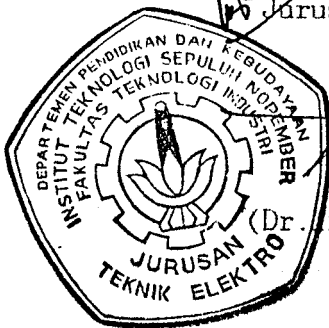
Bidang Studi Elektronika  
Koordinator


13/11/93  
  
(Ir. Sutikno)  
Nip 130445231

Mengetahui

Jurusan Teknik Elektro FTI ITS

Ketua



  
(Dr. Moch Salehudin M.Eng Sc)  
Nip 130532026

## USULAN TUGAS AKHIR

---

1. JUDUL TUGAS AKHIR : AKUISISI DATA ECG YANG DIINTERFACEKAN KE  
IBM PC UNTUK MENDETEKSI ARRYTHMIA
2. BIDANG STUDI : ELEKTRONIKA
3. BIDANG LINGKUP : PENGUKURAN ELEKTRONIKA  
INSTRUMENTASI ELEKTRONIKA  
MIKROELEKTRONIKA  
RANGKAIAN LINER AKTIF  
ELEKTRONIKA MEDIKA
4. LATAR BELAKANG : Penyakit jantung termasuk pada deretan  
penyakit yang paling banyak menimbulkan  
kematian terutama terjadi pada negara-  
negara maju. Penyakit ini bisa diakibatkan  
ketidaknormalan fisik maupun sebab psikis.  
Salah satu kelainan yang terjadi pada  
jantung yang sering dijadikan petunjuk  
akan adanya penyakit jantung adalah  
arrythmia. Arrythmia adalah suatu  
kelainan irama jantung yang terjadi pada  
suatu saat tertentu yang berbeda dengan  
irama jantung yang normal.  
Analisa jenis arrythmia sangat diperlukan

sebagai bahan pertimbangan perlakuan yang akan dilakukan paramedis dan dokter kepada pasien yang bersangkutan.

Seringkali terjadi arrhythmia pada pasien tetapi tidak dicatat oleh paramedis yang sedang bertugas karena arrhythmia itu terjadi bukan pada saat pengamatan tetapi pada saat petugas medis tidak berada di samping pasien. Untuk mencegah hilangnya data dari pasien dan untuk melengkapi data yang diperlukan petugas medis diperlukan alat yang selalu mencatat jenis arrhythmia dan waktu terjadinya.

#### 5. TUJUAN

: Dengan adanya alat yang dibuat pada tugas akhir ini diharapkan akan membantu para dokter untuk mengetahui secara lebih terperinci keabnormalan yang terjadi dan bisa memberi terapi dan obat yang lebih tepat kepada penderita jantung

#### 6. PENELITIAN STUDI

- : - Studi literatur mengenai teori yang menunjang pembuatan alat yaitu mempelajari bahasa pemrograman yang akan digunakan.
- Mempelajari Bentuk dan sinyal jantung

secara terperinci. Ini diperlukan untuk menentukan nilai dan jenis komponen yang akan digunakan nanti.





- Mempelajari metode yang digunakan untuk akuisisi data dan analisa gelombang ECG.
- Mempelajari interfacing pada IBM PC untuk akuisisi data. Mempelajari penyimpanan data dengan bantuan disket dan cara menampilkan pada layar monitor.

7. LANGKAH-LANGKAH : - Studi Literatur

- Perencanaan hardware dan software
- Pembuatan peralatan
- Penyusunan naskah

8. RELEFANSI : Hasil tugas akhir ini diharapkan berguna untuk kalangan yang berhubungan erat dengan alat jantung untuk dokter dan pasien

9. JADWAL KEGIATAN : Seluruh kegiatan ini direncanakan dapat diselesaikan dalam waktu enam bulan dengan jadwal sebagai berikut

KEGIATAN	B U L A N   K E					
	1	2	3	4	5	6
Studi Literatur						
Perancangan Alat						
Pembuatan Alat						
Penyusunan naskah						



## DAFTAR RIWAYAT HIDUP



Canaria Agus Palmer dilahirkan di Bogor pada tanggal 6 Agustus 1969 putera ke tiga dari dari Tjiptojo dan Murni Lestari

Terdaftar sebagai mahasiswa pada jurusan Teknik Elektro, FTI-ITS dengan nomor pokok 2882200999.

Menempuh pendidikan dan lulus pada tahun :

- SDN 13 Cemara Dua Surakarta, 1981
- SMPN 4 Surakarta, 1984
- SMAN I Surakarta, 1987
- Perguruan Tinggi Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya, Fakultas Teknologi Industri - Jurusan Teknik Elektro sejak tahun 1988 sampai sekarang, September 1995. Dan diharapkan akan lulus pada periode wisuda November 1995.

Selama menjadi mahasiswa Teknik Elektro Aktif sebagai asisten Praktikum Elektronika dan asisten Praktikum Rangkaian Listrik.